

RODRIGO SCHERER CORREA

**DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA
MONITORAÇÃO E ANÁLISE DE PACIENTES EM
PROGRAMAS DE REABILITAÇÃO CARDÍACA**

FLORIANÓPOLIS
2005

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA
MONITORAÇÃO E ANÁLISE DE PACIENTES EM
PROGRAMAS DE REABILITAÇÃO CARDÍACA**

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para a
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica .

RODRIGO SCHERER CORREA

Florianópolis, maio 2005

DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA MONITORAÇÃO E ANÁLISE DE
PACIENTES EM PROGRAMAS DE REABILITAÇÃO CARDÍACA

Rodrigo Scherer Correa

“Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina”.

Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.
Orientador

Denizar Cruz Martins, D.Sc.
Coordenador Programa PGEEL

Banca Examinadora:

Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.
Presidente

Profa. Fernanda Isabel Marques Argoud, Dr.

Prof. José Marino Neto, Dr.

Prof. Tales de Carvalho, Dr.

**Dedico este trabalho
aos meus pais Guilherme e Edione,
a minha segunda mãe Maria, e a meu irmão Gustavo.**

AGRADECIMENTOS

A Deus por ter me destinado a nascer como filho de meus pais Guilherme e Edione.

A minha família pelo amor incondicional, pela confiança em mim depositada e apoio nos momentos difíceis.

Aos amigos da Biomédica pelo companheirismo e amizade.

Ao IEB por ter acreditado nesta semente.

A todos aqueles que de alguma forma contribuíram.

De coração, eu agradeço.

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica

DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA MONITORAÇÃO E ANÁLISE DE PACIENTES EM PROGRAMAS DE REABILITAÇÃO CARDÍACA

Rodrigo Scherer Correa

Maio/2005

Orientador: Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-chave: reabilitação cardíaca, eletrocardiograma, onda fotopletismografica

Número de Páginas: 124.

RESUMO: A busca da melhoria na qualidade de vida é uma constante no tratamento de doenças crônicas, em especial as doenças isquêmicas do coração. Os programas de reabilitação cardíaca surgiram com o intuito de recolocar aquele paciente cardiopata que sofreu algum evento cardíaco, o mais breve possível, a sua vida diária, sendo que o exercício físico supervisionado é o ponto central destes programas. No entanto, esta é uma situação de risco uma vez que a atividade física pode induzir o aparecimento de isquemia miocárdica e arritmias cardíacas, fatores que podem levar ao infarto e a morte súbita. A monitoração do paciente cardiopata durante as sessões de exercícios de reabilitação cardíaca envolve a busca por alterações eletrocardiográficas decorrentes da isquemia miocárdica, além do acompanhamento da frequência cardíaca e da pressão arterial. Esta dissertação trata do desenvolvimento de software para o monitoramento simultâneo da frequência cardíaca, depressão do segmento ST e da pressão arterial de até quatro pacientes. O sistema utiliza a porta de comunicação USB do computador para através de protocolo proprietário se comunicar com um hardware especialmente construído para a aquisição e transmissão via rede *wireless* dos sinais fisiológicos de eletrocardiografia e fotopletismografia de pacientes em reabilitação cardíaca. Os sinais eletrocardiográfico e fotopletismográfico lidos são mostrados em tempo real na tela do computador. A frequência cardíaca é estimada em intervalos regulares por algoritmos que utilizam a transformada wavelet contínua do eletrocardiograma como fonte de dados. A pressão arterial é estimada a partir do sinal fotopletismográfico utilizando o método de Jones & Wang (1993). O sistema ainda permite o acompanhamento da evolução de cada paciente ao longo das sessões por meio da armazenagem do sinal eletrocardiográfico coletado durante as sessões. A avaliação do sistema e da metodologia implementada demonstra que o sistema desenvolvido, após alguns melhoramentos, é viável para exploração comercial.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering

**DEVELOPMENT OF SOFTWARE FOR MONITORING AND ANALYSIS OF
PATIENTS ENGAGED IN CARDIAC REHABILITATION PROGRAMMES**

Rodrigo Scherer Correa

May/2005

Advisor: Jefferson Luiz Brum Marques, PhD.

Area of Concentration: Engenharia Biomédica.

Keywords: cardiac rehabilitation, electrocardiogram, photoplethysmography

Number of Pages: 124.

ABSTRACT: The quest for life quality is a characteristic feature of chronic disease treatments, especially those concerned with ischemic heart disease. The cardiac rehabilitation programmes aroused with the aim to restore cardiac patients that suffered some cardiac event to their daily life activities. The supervised physical activity is a key factor of these programs. On the other hand, this is a risk situation, the physical activity on recurrent cardiac events may induces myocardial ischemia and arrhythmias, factors that may lead to cardiac sudden death or myocardial infarction. The patient monitoring during the cardiac rehabilitation programme session aims to identify electrocardiographic changes derived of myocardial ischemia, heart rate and arterial blood pressure. This work deals with the development of the support software for the simultaneous monitoring of the heart rate, ST depression and arterial blood pressure up to four patients engaged in cardiac rehabilitation programmes. The system uses the computer USB communication port through an own protocol to communicate with hardware especially built to acquire and transmit the physiological signals of electrocardiogram and photoplethysmography of patients in cardiac rehabilitation programmes. The electrocardiography and photoplethysmography signals are showed in real time on the computer screen. The heart rate is estimated in regular intervals by algorithms that use the continuous wavelet transform as a source of data. The blood pressure is estimated through the Jones & Wang (1993) method. The system also allows following the evolution of each patient during the cardiac rehabilitation programmes through the storage of the electrocardiogram collected during each cardiac rehabilitation programme section. The evaluation of the system reveals that after some improvements it is viable for commercial exploration.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	XI
LISTA DE TABELAS.....	XIX
LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIACÕES.....	XX
1 Introdução.....	1
1.1 Justificativa do Trabalho	1
1.2 Motivação do Trabalho.....	3
1.3 Objetivos.....	4
1.3.1 Objetivo Geral	4
1.3.2 Objetivos Específicos	5
1.4 Estrutura do Trabalho	5
2 Reabilitação Cardíaca.....	7
2.1 Fases da Reabilitação.....	7
2.1.1 Fase I – Paciente Internado.....	7
2.1.2 Fase II – Imediatamente Após a Alta Hospitalar.....	8
2.1.3 Fase III – Fase Intermediária Após a Alta Hospitalar	8
2.2 Benefícios de um Programa de Condicionamento Físico.....	9
2.3 Recomendações de Prescrição de Atividade Física.....	10
2.3.1 Intensidade do Exercício	11
2.3.2 Prescrição do Treino.....	13
2.4 Riscos	14
2.5 Segurança	14
2.5.1 Indicativos para o Término do Exercício	15
2.5.2 Indicadores Absolutos	16
2.5.3 Indicadores Relativos	17
2.6 Eficácia da Reabilitação Cardíaca Baseada no Exercício	18
3 Eletrocardiograma e Alterações Eletrocardiográficas Resultantes da Isquemia do Miocárdio	19

3.1	Potenciais na Superfície Corporal	19
3.2	O Eletrocardiograma.....	19
3.3	O Sistema de Derivações.....	20
3.4	A Isquemia Miocárdica	22
3.5	Alterações no Segmento ST	24
3.6	Período Pós-Exercício	26
3.7	Sensibilidade das Derivações Pré-Cordiais	26
4	Pressão Arterial	27
4.1	Princípios Básicos da Função Circulatória.....	27
4.2	Relação entre Pressão, Fluxo e Resistência.....	29
4.3	Unidades de Pressão	32
4.4	Resposta Hemodinâmica ao Exercício	33
4.5	Pressão Arterial não Invasiva	34
4.6	Pletismografia.....	35
4.7	Fotopletismografia.....	36
4.8	Determinação da Pressão Arterial Utilizando Fotopletismografia.....	38
4.8.1	Descrição do Método para Medição da Pressão Sangüínea Não-Invasiva...	38
5	Transformadas	44
5.1	Transformação de Domínio dos Sinais.....	44
5.2	Transformada de Fourier	44
5.3	Transformada de Fourier Dependente do Tempo.....	45
5.4	Transformada Wavelet	47
5.4.1	Análise Wavelet e Detecção de Características.....	50
5.4.2	Detecção do Complexo QRS.....	51
5.4.3	Escolha da Base Wavelet no Cálculo da TWC.....	52
5.4.4	A Base Wavelet Chapéu Mexicano	53
5.4.5	Pontos de Máximo da TWC	54
6	Metodologia.....	58
6.1	Diagrama de Blocos do Software Implementado	60
6.2	Comunicação Entre o Computador e o Módulo Base	65
6.2.1	Porta Universal Serial Bus.....	65

6.2.2	Protocolo de Comunicação	66
6.3	Implementação da Transformada Wavelet Contínua	68
6.4	Eletrocardiograma	72
6.4.1	Detecção do Complexo QRS	72
6.4.2	Cálculo da Frequência Cardíaca	74
6.4.3	Detecção da Depressão do Segmento ST	75
6.5	Fotopletismografia.....	75
6.5.1	Delimitação do Ciclo Cardíaco.....	76
6.6	Promediação do Sinal de ECG	77
6.7	Sobreamostragem	77
6.8	Implementação do Método para Determinar a Pressão Arterial.....	77
6.8.1	Algoritmos Iterativos.....	77
6.9	Visualização do Sinal na Tela do Computador	82
6.10	Sistema Operacional Windows XP.....	83
6.11	Registro dos Sinais em Banco de Dados	84
7	Resultados.....	89
7.1	Interface com o Usuário	89
7.2	Tela de Monitoração.....	90
7.2.1	Monitoração do Eletrocardiograma	91
7.2.2	Monitoração da Frequência Cardíaca	91
7.2.3	Monitoração da Depressão do Segmento ST.....	92
7.2.4	Monitoração dos Limites da Zona Alvo	92
7.2.5	Monitoração da Pressão Arterial Sistólica e Diastólica	93
7.3	Armazenagem de Trechos do Sinal de ECG	93
7.4	Pressão Arterial Não-Invasiva.....	94
7.5	Tela de Cadastro de Pacientes	95
7.6	Tela de Associação entre os Pacientes e as Remotas	96
7.7	Tela de Análise	97
7.8	Envio de Comandos para os Módulos Paciente.....	98
7.9	Processamento de Sinais Aplicado ao ECG e ao PPG	100
7.9.1	Desempenho na Detecção do complexo QRS	100

7.9.2	Desempenho na Detecção do Ciclo Cardíaco para a Determinação da Pressão Arterial	102
7.10	Metodologia Utilizada para a Medição da Pressão Arterial	105
7.11	Análise da Concordância entre os Métodos Oscilométrico e o Implementado neste Trabalho para a Determinação da Pressão Sangüínea	105
7.12	Análise da Correlação entre o Método Oscilométrico e o Implementado neste Trabalho para a Determinação da Pressão Sangüínea	110
7.13	Simulação da Operação do Sistema com Quatro Módulos Paciente	111
8	Discussão	112
8.1	Dificuldades Encontradas	113
8.1.1	Dificuldades com o Sinal de ECG	113
8.1.2	Dificuldades com o Sinal de PPG	113
8.1.3	Dificuldades com o Método para a Determinação da Pressão Arterial	115
9	Conclusão	117
10	Trabalhos Futuros	119
11	Referências Bibliográficas	120

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Mortalidade proporcional por causas selecionadas (DATASUS, 2005).....	1
Figura 1.2 – Mortalidade Proporcional por Causas Selecionadas de Doenças do Aparelho Circulatório (DATASUS, 2005).....	2
Figura 2.1 – Captação de oxigênio e concentração de lactato em função da sobrecarga de trabalho obtido a partir de um teste de esforço em esteira ergométrica (FARDY et al., 1998).....	11
Figura 2.2 – Relação entre a frequência cardíaca (FC) e o consumo de oxigênio (VO_2), ambos expressos em termos percentuais dos valores máximos de frequência cardíaca ($FC_{máxima}$) e do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máximo}$) (FARDY et al., 1998)..	12
Figura 2.3 - Melhora esperada a partir do esforço despendido. Adaptado de (FARDY et al., 1998).....	13
Figura 3.1 - Um sistema de condução especializado regula normalmente o funcionamento do coração. Os impulsos (setas) que provocam a contração se originam no nó sinusal em intervalos regulares. A excitação elétrica dessas células, ou potencial de ação (despolarização e repolarização), é transmitida às vizinhas. Numa célula, a despolarização se deve a uma entrada maciça de sódio, depois mantida por uma entrada mais moderada de sódio e de cálcio; a repolarização resulta da saída de potássio (ver no quadro ao alto e à direita o potencial de uma célula cardíaca tal que possa ser medido através de uma membrana) (DEHARO, 2004).....	20
Figura 3.2 – O Galvanômetro de Einthoven, inventado em 1903 produzia eletrocardiogramas relativamente sensíveis, mas possuía o inconveniente de o paciente precisava mergulhar um pé e as mãos numa bacia com solução salina para melhorar o contato elétrico com o corpo. Adaptado de (DEHARO, 2004).	21
Figura 3.3 – Representação do triângulo de Einthoven (Malmivuo & Plonsey, 1995).....	22
Figura 3.4 – (a) Potencial de ação intracelular do músculo ventricular. (b) Registro de ECG obtido na superfície corporal. Adaptado de (FARDY et al., 1998).....	23
Figura 3.5 – Ondas, intervalos e segmentos característicos que compõem o sinal de ECG.	24
Figura 3.6 - Alterações eletrocardiográficas durante o exercício (FARDY et al., 1998).....	25

Figura 4.1 – A primeira medição de pressão arterial. Adaptado de (SAFAR, 2004).....	27
Figura 4.2 – A relação entre a pressão, resistência e fluxo sanguíneo	29
Figura 4.3 – Experimento que mostra o fluxo sanguíneo parabólico com o fluxo muito mais rápido no centro do vaso. (a) Dois líquidos (sombreado e não sombreado) antes do fluxo começar; (b) Os líquidos instantes após o início do fluxo.....	30
Figura 4.4 – (a) Demonstração do efeito do diâmetro do vaso no fluxo sanguíneo. (b) Anéis concêntricos de sangue fluindo com velocidades diferentes; quanto mais afastado da parede vascular mais rápido é o fluxo.	31
Figura 4.5 – Registro da pressão arterial com manômetro de mercúrio, um método que já foi usada da forma mostrada acima, para registrar a pressão ao longo de toda a história da fisiologia.	33
Figura 4.6 – Evolução da pressão arterial ao longo das 24 horas. Adaptado de (SAFAR, 2004).	34
Figura 4.7 – Fotopletismografia transmissiva.	36
Figura 4.8 – Separação dos componentes do sinal de PPG. Adaptado de (CHEANG & SMITH, 2003).	37
Figura 4.9 – Esboço da forma de onda obtida na saída do circuito de condicionamento ao longo de dois ciclos cardíacos. Adaptado de (JONES e WANG, 1993).	39
Figura 4.10 – Fluxograma do método utilizado na determinação da pressão arterial por fotopletismografia.....	43
Figura 5.1 - STFT no plano tempo-freqüência. Destacam-se duas interpretações: sucessão de transformadas de Fourier de segmentos do sinal (linhas verticais); análise modulada em um banco de filtros (linhas horizontais).	46
Figura 5.2 – Janela de análise no plano tempo-freqüência da STFT. Adaptado de (FARIA, 1997).....	47
Figura 5.3 - Resolução tempo-freqüência da TW. Adaptado de (FARIA, 1997).	49
Figura 5.4 – Cobertura do espectro de freqüência da STFT e TW. Adaptado de (FARIA, 1997).....	50
Figura 5.5 – (a) Versões deslocadas no eixo do tempo e dilatadas de uma função wavelet derivada segunda de uma gaussina. (b) Domínio tempo-escala obtido a partir da análise do ECG. Adaptado de (COUDERC, 1998).	53

Figura 5.6 – (a) Função gaussiana. (b) Função derivada primeira de (a). (c) Função derivada segunda de (a).....	54
Figura 5.7 – Espectro de potência das diferentes ondas que compõem o sinal de Eletrocardiograma.	57
Figura 6.1 – Quatro Módulos Paciente se comunicam com o Módulo Base formando uma rede wireless dentro de um raio de até 100m.	58
Figura 6.2 – Sistema de monitoração e análise. (a) Exibição do Traçado do ECG, Frequência cardíaca, depressão do segmento ST e da pressão arterial. (b) Envio e recepção de pacotes ao MB. (c) Armazenamento dos sinais de ECG e PPG e dos dados cadastrais de cada paciente.....	59
Figura 6.3 – Thread de leitura e interpretação de pacotes. Cada pacote de dados proveniente dos módulos paciente é interpretado e os sinais fotopletismográfico e eletrocardiográfico são armazenados na memória do computador correspondente a cada um dos quatro módulos paciente.	61
Figura 6.4 – Thread de visualização. O sinal eletrocardiográfico e fotopletismográfico de cada um dos módulos paciente é lido da memória correspondente e exibido na tela do computador. O sinal eletrocardiográfico antes de ser exibido é filtrado por um filtro digital de resposta finita passa-baixas com frequência de corte de 65 Hz e 33 coeficientes e o sinal fotopletismográfico é apenas exibido.....	62
Figura 6.5 – Thread de ECG. O sinal eletrocardiográfico de cada um dos módulos paciente é lido da memória correspondente. Os locais de ocorrência das ondas R são localizados e a frequência cardíaca computada a partir dos intervalos RR que estejam em acordo com a condição: $0.5\overline{RR} \leq RR \leq 1.5\overline{RR}$, onde \overline{RR} é a média amostral dos intervalos RR contidos no trecho lido.	63
Figura 6.6 – Thread do PPG. O sinal fotopletismográfico de cada um dos módulos paciente é lido da memória do computador correspondente. O instante de ocorrência do pulso cardíaco é localizado e o ciclo cardíaco selecionado, a pressão arterial é então estimada através das equações (4.8) e (4.9).....	64

Figura 6.7 – Buffer na memória do computador. Após a posição de escrita no Buffer (i) atingir a posição $i=n$ a próxima posição de escrita será a posição zero. Cada thread de leitura possui um ponteiro para esta área de memória.	65
Figura 6.8 – (a) Formato do pacote (b). Formato dos dados (c). Formato de cada amostra.	67
Figura 6.9 - Máquina de estados de transmissão e recepção de pacotes na comunicação com o Módulo Base.	67
Figura 6.10 – Implementação do filtro wavelet. (a) Função derivada segunda de uma função gaussiana, sem dilatação. (b) Obtenção dos coeficientes que implementam a TWC derivada segunda de uma gaussiana para a escala um, a magnitude dos coeficientes é proporcional a área sob a curva.	69
Figura 6.11 – Filtro FIR wavelet chapéu mexicano para a escala 5.	70
Figura 6.12 – Resposta em frequência do filtro FIR wavelet chapéu mexicano. Onde 1 corresponde à metade da frequência de amostragem, i.e., 125 Hz para uma frequência de amostragem de 250 Hz.	70
Figura 6.13 – Filtro FIR wavelet chapéu mexicano para a escala 6.	71
Figura 6.14 – Resposta em frequência do filtro FIR wavelet chapéu mexicano. Onde 1 corresponde à metade da frequência de amostragem, i.e., 125 Hz para uma frequência de amostragem de 250 Hz.	71
Figura 6.15 – Algoritmo utilizado para a detecção da onda R. A TWC do sinal de ECG é computada e os pontos de máximo que excedem determinado limiar são candidatos a serem ondas R. Caso ocorra algum outro ponto de máximo dentro do período refratário somente o de maior amplitude é escolhido.	73
Figura 6.16 – Algoritmo utilizado para a detecção do ponto de alinhamento para a promediação.	76
Figura 6.17 – Um ciclo cardíaco isolado do sinal de PPG durante o processo de calibração. ...	78
Figura 6.18 – Processo de calibração, determinação da constante k . O cruzamento da curva da equação (4.6) por zero constitui a sua solução.	79
Figura 6.19 – Processo de calibração, determinação da constante V_0/V_{inf} . O cruzamento da curva da equação (4.7) por zero constitui a sua solução.	79

Figura 6.20 – Ciclo cardíaco isolado do sinal de PPG durante o processo determinação da pressão arterial.....	80
Figura 6.21 – Processo de determinação da pressão de Pulso (P_p). O cruzamento da curva da equação (4.8) por zero constitui a sua solução.	80
Figura 6.22 – Processo de determinação da pressão diastólica (P_d). O cruzamento da curva da equação (4.9) por zero constitui a sua solução.	81
Figura 6.23 – Tabela. As colunas são os campos da tabela e as linhas são seus registros.	85
Figura 6.24 – Relacionamento entre tabelas. A tabela sinais faz referência a tabela paciente por intermédio do campo COD_PAC.	86
Figura 6.25 – Condição de associação. Estando o paciente cadastrado no sistema é associado ao paciente um dos quatro módulos paciente, o sinal de ECG e/ou PPG pode então ser armazenado em um registro correspondente aquele paciente.	87
Figura 6.26 – O sinal fotopletismográfico ou eletrocardiográfico é lido da memória do computador correspondente ao módulo é armazenado como um novo registro na tabela sinais com o campo I_PAC apontando para o paciente ao módulo paciente associado....	87
Figura 6.27 – Formato no qual os dados são armazenados no banco de dados.....	87
Figura 7.1 – Tela de abertura do SMRC. (a) Tela de análise. (b) Tela de monitoração de pacientes. (c) Tela de cadastro de pacientes	89
Figura 7.2 – Tela de monitoração mostrando os principais sinais e parâmetros. (a) Paciente 1. (b) Paciente 2. (c) Paciente 3. (d) Paciente 4.....	90
Figura 7.3 – Detalhe da tela de monitoração do paciente 1. (a) Depressão do segmento ST. (b) Traçado de ECG. (c) Frequência Cardíaca. (d) Botão “gravar todo o sinal de ECG”. (e) Zona alvo. (f) Estado da conexão com MP 1. (g) Pressão arterial sistólica, pressão arterial diastólica e pressão média. (h) Estado da bateria do MP 1. (i) Botão Liga/desliga MP 1. (j) Calibração da pressão arterial. (k) Ajuste da zona alvo. (l) Exibição do gráfico de tendência. (m) Associação com o banco de dados. (n) Botão parar o cronômetro. (o) Botão disparar o cronômetro. (p) Cronômetro. (q) Exibe o nome do paciente associado ao MP 1.	91
Figura 7.4 – Tela do gráfico de tendência. (a) Exibe se alguma associação foi estabelecida com o banco de dados. (b) Exibe o gráfico de tendência para a FC do paciente 1.	92

Figura 7.5 – Tela de configuração da zona alvo. (a) Configura o alarme para soar somente quando o limite superior for excedido. (b) Configura o alarme para soar somente quando o limite inferior for excedido. (d) Limiar para a FC inferior. (e) Limiar para a FC superior. (f) FC alvo.	93
Figura 7.6 – Armazenamento de um trecho do sinal de ECG. (a) Atividade que esta sendo realizada. (b) Escala subjetiva de esforço. (d) Derivação em que o sinal esta sendo coletado. (e) Ajusta o tamanho do trecho de ECG a ser armazenado.	94
Figura 7.7 – Tela de calibração do método para estimar a pressão arterial. (a) Onda fotopletomográfica. (b) Ciclo cardíaco isolado. (c) Calibra e inicia a determinação da pressão arterial. (d) Para a determinação. (e) Registra no banco de dados todo o sinal. (f) Campo para colocar a pressão arterial diastólica obtida do aparelho auxiliar de pressão. (g) Campo para colocar a pressão arterial sistólica obtida a partir de um aparelho auxiliar de pressão.	95
Figura 7.8 – Tela de Cadastro de pacientes. (a) Lista pacientes cadastrados. (b) Busca por pacientes cadastrados. (c) Inclui um novo registro. (d) Exclui um registro. (e) Põe em estado de edição. (f) Grava alterações. (g) Cancela alterações. (h) Atualiza o banco de dados. (l) Sai e fecha a tela.	96
Figura 7.9 – Estabelecimento de uma associação entre um paciente cadastrado e o módulo paciente 1. (a) Pacientes cadastrados no sistema. (b) Módulo paciente 1. (c) Módulo paciente 2. (d) Módulo paciente 3. (e) Módulo paciente 4.	97
Figura 7.10 – Tela de análise do ECG. (a) Pacientes cadastrados no sistema. (b) Lista todos os sinais armazenados para o paciente selecionado. (c) Exibe a data, a hora e a atividade realizada em ocasião do armazenamento de cada um dos sinais listados. (d) Exclui o sinal selecionado. (e) Lê o sinal a partir do banco de dados. (f) Converte o sinal de banco de dados para arquivo texto. (g) Vai para o último trecho do sinal. (h) Avança 5 s dentro do sinal. (i) Retrocede 5 s dentro do sinal. (j) Vai para o início do sinal. (k) Exibe o sinal. (l) Exibe a posição do cursor no eixo das abscissas (tempo (s)). (m) Exibe a posição do cursor no eixo das ordenadas (tensão (mV)).	98
Figura 7.11 – Teclas de ajuste do ganho do canal de ECG dos Módulos Paciente e teclas de alerta dos Módulos Paciente. (a) Ajusta módulo paciente 1. (b) Ajusta módulo paciente 2.	

(c) Ajusta módulo paciente 3. (d) Ajusta módulo paciente 4. (e) Soa módulo paciente 1.	
(f) Soa módulo paciente 2. (g) Soa módulo paciente 3. (h) Soa módulo paciente (4).....	99
Figura 7.12 – (a) Sinal de ECG de um paciente isquêmico durante esforço. (b) Transformada wavelet derivada segunda de uma gaussiana do sinal na escala 6 do sinal em (a). (c) TWC elevada ao quadrado do sinal em (b).	100
Figura 7.13 – Detalhe da Figura 7.12(a) , as marcação do local de ocorrência das ondas R foram determinadas utilizando o algoritmo do item 6.4.1.....	101
Figura 7.14 – Sinal de ECG da Figura 7.13 promediado utilizado para a determinação da depressão do segmento ST em relação a linha isoeletrica.....	102
Figura 7.15 – (a) Sinal de PPG de um paciente durante repouso. (b) Transformada wavelet “chapéu mexicano” do sinal computada na escala 8. (c) CWT com a parte negativa retificada e posteriormente elevada ao quadrado.	103
Figura 7.16 - Detalhe da Figura 7.15(a), as marcação do local de ocorrência do início do ciclo cardíaco foram determinadas utilizando o algoritmo do item 6.5.1.	104
Figura 7.17 – Ciclo cardíaco isolado da Figura 7.16, o qual será usado para a determinação da pressão sanguínea sistólica e diastólica.	104
Figura 7.18 – (a) Pressão sistólica medida pelo método oscilométrico e o método implementado neste trabalho. (b) Pressão diastólica pelo método oscilométrico e o método implementado neste trabalho.	107
Figura 7.19 – (a) Diferença na medida da pressão sistólica entre o método oscilométrico e o método implementado neste trabalho. (b) Diferença na medida da pressão sistólica entre o método oscilométrico e o método implementado neste trabalho.	107
Figura 7.20 – Histograma das diferenças para a pressão sistólica.....	109
Figura 7.21 – Histograma das diferenças para a pressão diastólica.	109
Figura 7.22 – Linha de regressão que melhor se ajusta as medidas de pressão sistólica.	110
Figura 7.23 – Linha de regressão que melhor se ajusta as medidas de pressão diastólica.	110
Figura 7.24 – Simulação do envio de pacotes pelos quatro módulos pacientes.	111
Figura 8.1 - Registro do sinal de PPG a partir do dedo indicador da mão esquerda ao longo de 25 minutos de uma sessão de reabilitação cardíaca. (a) Durante repouso (o segmento é o mesmo exibido na Figura 7.15). (b) Durante esforço.....	114

Figura 8.2 – Trecho do sinal de PPG exibido na Figura 8.1(b) coletado durante esforço e visivelmente contaminado por artefatos de movimento, as marcação do local de ocorrência do início do ciclo cardíaco foram determinadas utilizando o algoritmo do item 6.5.1. 115

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Efeitos da Reabilitação Cardíaca em diferentes variáveis (GODOY et al., 1997).	10
Tabela 2.2 – Escala Borg de Percepção Subjetiva de Esforço.	16
Tabela 5.1 – Banco de filtros passa faixas para a wavelet chapéu mexicano em diferentes escalas e com as respectivas frequências de corte.....	56
Tabela 7.1 – Comparação entre os métodos não-invasivos para determinação da pressão arterial: oscilométrico e o implementado neste trabalho.....	106

LISTA DE SIGLAS

AHA – *American Heart Association*
CC – Ciclo Cardíaco
CEFID – Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos
DAC – Doença Arterial Coronariana
DIC – Doença Isquêmica do Coração
DM – Diabetes Mellitus
ECG – Eletrocardiograma
EM – Equivalente Metabólico
FC – Frequência Cardíaca
FTDI – *Future Technology Devices Inc.*
HAS – Hipertensão Arterial Sistêmica
IAM – Infarto Agudo do Miocárdio
IEB – Instituto de Engenharia Biomédica
LAT – Laboratório de Avaliação Técnica
MAPA – Monitoração Ambulatorial da Pressão Arterial
MB – Módulo Base
NCME – Núcleo de Cardiologia e Medicina Esportiva
MIT – *Massachusetts Institute of Technology*
MP – Módulo Paciente
SBC – Sociedade Brasileira de Cardiologia
SUS – Sistema Único de Saúde
PA – Pressão Arterial
PIB – Produto Interno Bruto
PSE – Percepção Subjetiva de Esforço
PPG – Onda Fotopletismográfica
TF – Transformada de Fourier
TW – Transformada Wavelet
TWC – Transformada Wavelet Contínua
STFT – *Short Time Fourier Transform*

UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

UDESC – Universidade do Estado de Santa Catarina

USB – *Universal Serial Bus*

1 Introdução

Neste capítulo será dada uma breve explanação sobre o impacto das doenças isquêmicas do coração sobre a nossa sociedade e o que tem sido feito para permitir o retorno do paciente cardiopata a sua rotina diária e como os programas de reabilitação cardíaca podem contribuir neste contexto. Passaremos então para a modelagem de um sistema de monitoração e acompanhamento destes pacientes engajados em programas de reabilitação cardíaca.

1.1 Justificativa do Trabalho

Estatísticas mostraram que as doenças do sistema circulatório, no Brasil, eram responsáveis por 11,3% dos óbitos em 1930 e por 32% dos óbitos em 2001(DATASUS, 2005). No Brasil em 2001, 76.639 pessoas morreram devido à doença isquêmica do coração (DATASUS, 2005). As Figura 1.1 e Figura 1.2 ilustram as causas de morte no Brasil em 2001.

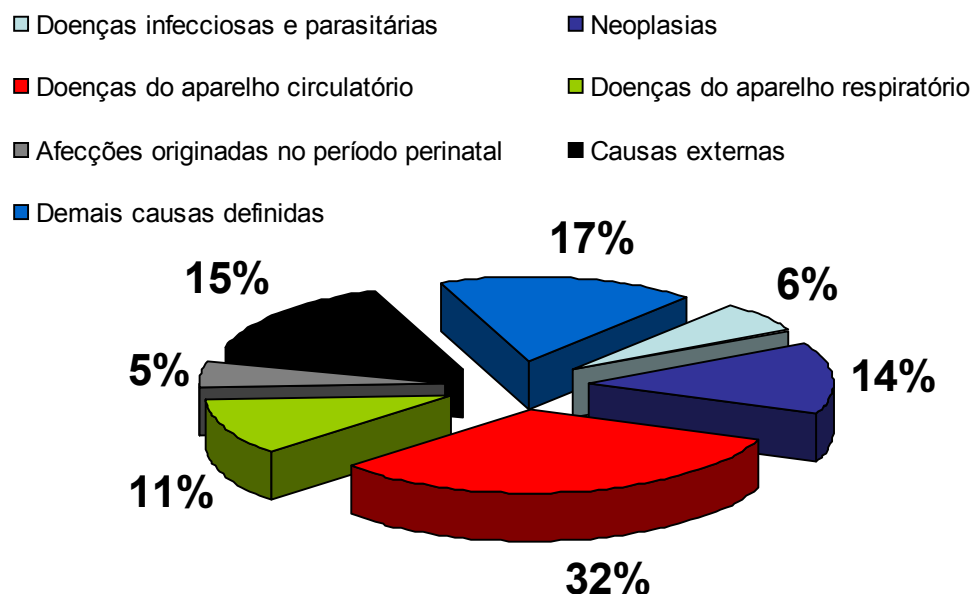


Figura 1.1 – Mortalidade proporcional por causas selecionadas (DATASUS, 2005).

Dos 32% de mortes ocorridas em função de doenças do aparelho circulatório (Figura 1.1), 30% são devidas à doença isquêmica do coração; 32% devidas à doença cerebrovascular; e os 38% restantes devidas às demais doenças do aparelho circulatório (Figura 1.2).

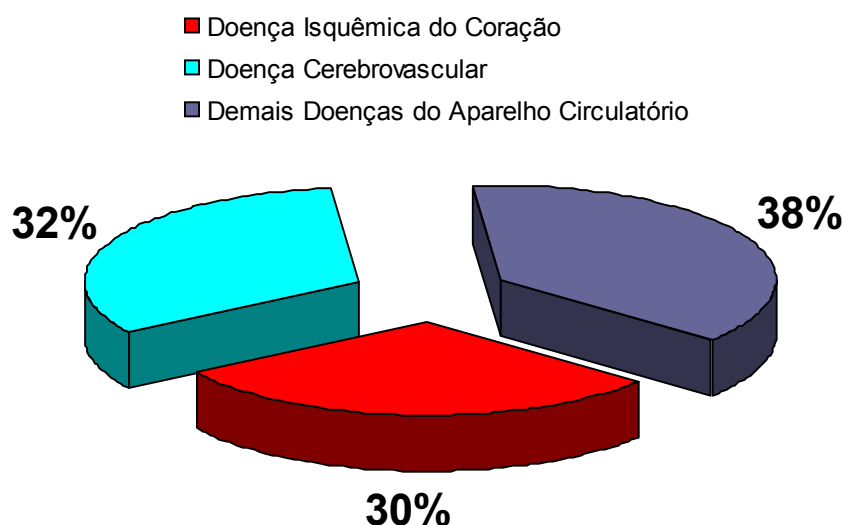


Figura 1.2 – Mortalidade Proporcional por Causas Seleccionadas de Doenças do Aparelho Circulatório (DATASUS, 2005).

A morbidade por doenças isquêmicas do coração (DIC) também representa uma grande carga para o país. De 1993 a 1997, as internações por estas doenças representaram 1,0% de todas as internações e 3,3% dos gastos do Sistema Único de Saúde (SUS). A angina foi responsável por 53,3% e o infarto por 26,5% das internações por doença isquêmica do coração. Pacientes internados por DICs ficam em média de 5 a 8 dias internados. Os gastos com DICs representaram 0,012% do Produto Interno Bruto (PIB) do país, em 1997 (LAURENT *et al.*, 2000).

A reabilitação cardíaca pode ser definida como o conjunto de intervenções requeridas para assegurar o retorno do paciente a um estado físico, social e psicológico ótimos de modo que pacientes que sofreram algum evento cardiovascular possam, através de seus próprios esforços, retornar à vida social pela adoção de práticas saudáveis e assim diminuir o avanço ou reverter a doença (NEW ZELAND GUIDELINES GROUP, 2002), sendo o condicionamento físico parte integrante do programa.

A eficácia da reabilitação cardíaca pode ser estimada através dos índices de qualidade de vida, de aptidão física e mortalidade, a qual mostra uma redução em torno de 25%. A capacidade funcional avaliada pelo pico de consumo de oxigênio ($V_{O_{2,pico}}$), após em média oito semanas do início do programa de reabilitação cardíaca, eleva-se entre 10 e 30% (SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA, 2000).

Para obter os benefícios mencionados são recomendados exercícios regulares aeróbicos que envolvam grandes grupos musculares, *e.g.*, correr, nadar, andar de bicicleta, entre outras atividades. Um programa de exercícios realizado de três a cinco vezes por semana, com sessões de 20 a 60 minutos de duração, numa intensidade de 50 a 85% da capacidade funcional, demonstra produzir efeitos adequados sobre o sistema cardiovascular (FRANKLIN, 2002).

O eletrocardiograma (ECG), a frequência cardíaca e a pressão sangüínea devem ter monitoração cuidadosa e devem ser registrados durante cada fase do exercício e durante a ocorrência de anormalidades do segmento ST, assim como outras manifestações de isquemia do miocárdio e dor no peito. O paciente em programas de reabilitação cardíaca deve ser monitorado continuamente em busca de distúrbios rítmicos, alterações no segmento ST, e outras manifestações eletrocardiográficas de isquemia do miocárdio (GIBBONS *et al.*, 2002).

1.2 Motivação do Trabalho

O acompanhamento das atividades de reabilitação cardíaca realizadas em pacientes cardiopatas no Núcleo de Cardiologia e Medicina Desportiva (NCME), do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos (CEFID) da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), assim como as entrevistas realizadas junto aos profissionais que atuam na área de reabilitação cardíaca, evidenciaram a necessidade de um sistema capaz de monitorar o eletrocardiograma e detectar as alterações eletrocardiográficas no segmento ST relacionadas à isquemia do miocárdio, a frequência cardíaca (FC) e a pressão arterial (PA). O acompanhamento das atividades realizadas no CEFID tornou claro que em muitas situações se

deseja fazer um registro efetivo dos sinais bioelétricos do paciente durante livre movimentação, os quais são prejudicados pela presença de conexões e fios condutores ao paciente, devido ao constrangimento e desconforto que estes provocam durante a monitoração. A solução pesquisada e desenvolvida para atender a esta necessidade é o monitoramento dos sinais bioelétricos através de uma rede de comunicação *wireless*¹, formando uma rede de telemetria para uso em reabilitação cardíaca. O número de pacientes normalmente acompanhados por profissional varia entre um a cinco e um a dez dependendo da estratificação do nível de risco de cada paciente e da experiência da equipe responsável pelo programa de reabilitação cardíaca. A utilização de um sistema em rede para a monitoração de pacientes com uma estratificação de risco mais elevada certamente pode aumentar o número de pacientes por profissional, sem que represente prejuízo na qualidade da execução do programa de reabilitação cardíaca.

1.3 Objetivos

Levando-se em conta a literatura sobre reabilitação cardíaca, sugestões dos profissionais de reabilitação cardíaca e evidências levantadas através do acompanhamento das atividades realizadas durante as sessões de reabilitação cardíaca chegou-se a um conceito de quais seriam as necessidades que o sistema deveria ser capaz de atender. Desta forma se delinearam os seguintes objetivos apresentados a seguir.

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema computacional para a monitoração dos parâmetros fisiológicos de pressão arterial, frequência cardíaca e alterações eletrocardiográficas do segmento ST, armazenamento de dados de pacientes engajados em programas de reabilitação cardíaca, para fins de acompanhamento do tratamento e obtenção de parâmetros úteis à avaliação, pelos profissionais de reabilitação cardíaca.

¹ Sem a utilização de cabos ou conectores.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Implementação em software de um sistema de visualização dos sinais bioelétricos na tela do computador, processamento da onda fotopletismográfica para a extração do parâmetro quantitativo de pressão arterial sistólica e diastólica, processamento do eletrocardiograma para a detecção dos parâmetros quantitativos de frequência cardíaca e alterações do segmento ST;
- Armazenamento em banco de dados das informações cadastrais sobre cada paciente, bem como armazenamento dos sinais de eletrocardiograma e fotopletismográfico durante a sessão de reabilitação cardíaca, com o objetivo de facilitar o acompanhamento do tratamento pelo profissional responsável;
- Implementação de um sistema de alarmes, caso os parâmetros fisiológicos estabelecidos para cada paciente excedam determinados limites;
- Implementação de uma interface que apresente os dados relevantes ao usuário de maneira simples e objetiva.

1.4 Estrutura do Trabalho

O Capítulo 2 dará uma visão geral sobre o que é reabilitação cardíaca, quais são os seus benefícios bem como a relação entre frequência cardíaca e intensidade dos exercícios durante a sessão de reabilitação. O Capítulo 3 traça uma relação entre a isquemia miocárdica e as alterações no segmento ST dela resultantes. O Capítulo 4 fala sobre a onda fotopletismográfica e como que se pode a partir dela derivar a pressão arterial. O Capítulo 5 justifica a escolha da transformada wavelet em detrimento de outras abordagens na detecção de singularidades associadas aos sinais de ECG e PPG. O Capítulo 6 descreve passo a passo os detalhes técnicos da implementação do sistema e justifica cada escolha. O Capítulo 7 exhibe os

resultados obtidos a partir dos testes de campo com o sistema e as dificuldades encontradas em função dos artefatos de movimento quando do esforço. O Capítulo 8 discute os resultados obtidos. O Capítulo 9 conclui com base nos resultados obtidos e sugere trabalhos futuros. E, finalmente, as referências bibliográficas consultadas.

2 Reabilitação Cardíaca

Até a década de 60–70, o exercício físico, como conduta terapêutica, era pouco utilizado no processo de reabilitação cardíaca (BERRA, 1991). Recomendava-se repouso de três semanas aos pacientes que se recuperavam de Infarto Agudo do Miocárdio (IAM), baseado no pressuposto de que o repouso facilitaria o processo de cicatrização do miocárdio. Entretanto observou-se que o repouso prolongado no leito resultava em alguns efeitos deletérios enquanto que a atividade física promovia vantagens (SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA, 2000). Assim, a partir das últimas duas décadas o condicionamento físico passou a ser amplamente utilizado e hoje é o ponto central de diversos programas de reabilitação cardíaca (COATS *et al.*, 1997).

2.1 Fases da Reabilitação

A reabilitação cardíaca é tradicionalmente dividida em fases e vêm atualmente sendo denominadas de fase hospitalar e fase ambulatorial em decorrência dos novos conceitos de estratificação dos riscos e manejo.

2.1.1 Fase I – Paciente Internado

A Fase I da reabilitação cardíaca é oferecida aos pacientes que se encontram internados no hospital, normalmente pacientes na fase pós-infarto ou pós-operatório. Essa fase do condicionamento visa fazer com que os pacientes retornem as suas tarefas diárias, recuperando os danos na capacidade funcional provocado pela doença e pela inatividade prolongada. Para esse tipo de programa faz-se necessário que cada paciente seja acompanhado por um profissional especializado e que haja uma monitoração eletrocardiográfica durante as sessões (FARDY *et al.*, 1998).

2.1.2 Fase II – Imediatamente Após a Alta Hospitalar

A Fase II da reabilitação cardíaca é uma continuação da Fase I e tem início após a alta hospitalar. A relação entre pacientes e profissionais encarregados pelo programa de reabilitação cardíaca deve variar entre 1:1 e 1:5 e o local onde se realiza o programa de reabilitação precisa ter equipamentos para atendimento de emergência, supervisão médica e condições para se fazer monitorações eletrocardiográficas (FARDY *et al.*, 1998).

Na Fase II o programa de condicionamento físico atende basicamente pacientes pós-operatório, pós-infarto e pós-angioplastia. Nessa fase o objetivo é aumentar gradativamente a resistência física dos pacientes a fim de possibilitar que eles retornem ao trabalho e as suas atividades físicas diárias. Esse programa tem uma duração de dois meses e é executado após um teste ergométrico com protocolo de baixa intensidade. A intensidade do exercício aeróbico depende da capacidade física do paciente, atingindo até 7,5 equivalentes metabólicos² (EM). Durante esse período de dois meses os pacientes são reavaliados aos 30 e 60 dias. Esse programa deve encerrar quando os pacientes tiverem atingido uma capacidade funcional de 5 EM, um estado médico estável e uma capacidade física (força e resistência muscular) adequada às tarefas diárias.

2.1.3 Fase III – Fase Intermediária Após a Alta Hospitalar

A Fase III da reabilitação cardíaca é oferecida à pacientes que passaram pelas Fases I e II, como para aqueles que não passaram por estas fases. O programa normalmente inclui pacientes numa fase de 6 a 12 meses pós-alta hospitalar. Nesse programa são aceitos pacientes com angina estável ou decrescente, arritmias controladas durante o exercício, com conhecimento de seus sintomas e com hipertensão controlada. A relação entre profissionais encarregados pelo programa de reabilitação cardíaca e pacientes não deve exceder 1:10 e deve

² Um equivalente metabólico corresponde ao consumo de $3,5 \frac{ml \cdot O_2}{min \cdot kg}$ e corresponde ao consumo de oxigênio do corpo em estado de repouso.

haver uma rotina de pronto atendimento que inclua equipamentos e profissionais devidamente treinados para atender as intercorrências. Desde que necessária, a monitoração eletrocardiográfica deve ser utilizada (FARDY *et al.*, 1998). Na Fase III do programa de condicionamento físico os pacientes têm sua intensidade de treinamento físico estabelecida entre 50 e 70% da frequência cardíaca de reserva (FC_{RES}). No entanto, para indivíduos que apresentam isquemia ou angina durante o teste ergométrico, a frequência cardíaca máxima utilizada para calcular a frequência de treinamento físico é aquela na qual a isquemia começou durante o teste ergométrico.

2.2 Benefícios de um Programa de Condicionamento Físico

O condicionamento físico adequado produz alterações no funcionamento cardiovascular, no sistema neurovegetativo, na secreção hormonal e nos fatores de risco para as doenças cardiovasculares. Os efeitos fisiológicos que podem ser classificados em: agudos imediatos, agudos tardios e crônicos. Os efeitos agudos são aqueles que acontecem em associação direta com a sessão de exercício. Os agudos imediatos ocorrem durante e imediatamente após o exercício físico e podem ser exemplificados pelo aumento da frequência cardíaca (FC), ventilação pulmonar e sudorese, habitualmente associados ao esforço. Os efeitos agudos tardios são observados ao longo das primeiras 24 horas que se seguem à sessão de exercício e podem ser identificados na discreta diminuição dos níveis tencionais, especialmente nos indivíduos hipertensos, e no aumento do número de receptores à insulina na membrana das células musculares. Por último, os efeitos crônicos que são os que resultam da exposição freqüente e regular às sessões de exercício representam os aspectos morfo-funcionais que diferenciam um indivíduo fisicamente treinado de um outro sedentário (GODOY *et al.*, 1997). A Tabela 2.1 exhibe os benefícios proporcionados pelo condicionamento físico na reabilitação cardíaca.

Tabela 2.1 - Efeitos da Reabilitação Cardíaca em diferentes variáveis (GODOY *et al.*, 1997).

Variável	Efeito
Frequência cardíaca repouso	diminuição
Frequência cardíaca de esforço submáximo	diminuição
Pressão arterial sistêmica	diminuição
Tolerância ao esforço	aumento
Lipídios sanguíneos	diminuição
Triglicérides sanguíneos	diminuição
Tolerância a glicose	aumento
Fração HDL colesterol	aumento
Grau de estresse	diminuição
Tabagismo	diminuição
Estado psicológico	melhora
Índice de mortalidade	diminuição
Capacidade cardiorrespiratória	aumenta
Sensação de fadiga	diminuição
Intensidade da carga para o mesmo duplo produto ³	aumento
Colesterol sanguíneo	diminuição
Nível de isquemia para carga semelhante	diminuição
Efetividade de revascularização miocárdica	aumento
Resposta simpática	diminuição
Resposta vasoconstritora	diminuição
Relacionamento pessoal	melhora

2.3 Recomendações de Prescrição de Atividade Física

A prescrição do exercício é uma “dosagem” de exercícios em unidades quantificáveis de trabalho e consiste na intensidade, frequência, duração e atividade. Este capítulo detalha cada componente do exercício.

³ Índice que se correlaciona com o consumo de oxigênio do miocárdio, é obtido pelo produto da Frequência Cardíaca e Pressão Arterial Sistólica.

2.3.1 Intensidade do Exercício

A intensidade do exercício é estabelecida como um percentual da captação máxima de oxigênio ($VO_{2máx}$), também conhecido como “capacidade aeróbica máxima”. Essa é a captação de oxigênio por minuto medida em um teste de esforço. Quando normalizada, é expressa como $mlO_2/kg/min$ e serve como parâmetro para medir a capacidade aeróbica e, portanto, é o melhor padrão para a medida da capacidade física de trabalho. O consumo de oxigênio também pode ser expresso sob a forma de equivalentes metabólicos (EM), sendo 1 EM = $3.5 mlO_2/kg/min$ e é definido como o consumo de oxigênio de um indivíduo quando em repouso (FARDY *et al.*, 1998).

A captação de oxigênio se relaciona linearmente com o sobrecarga de trabalho conforme pode ser observado na Figura 2.1.

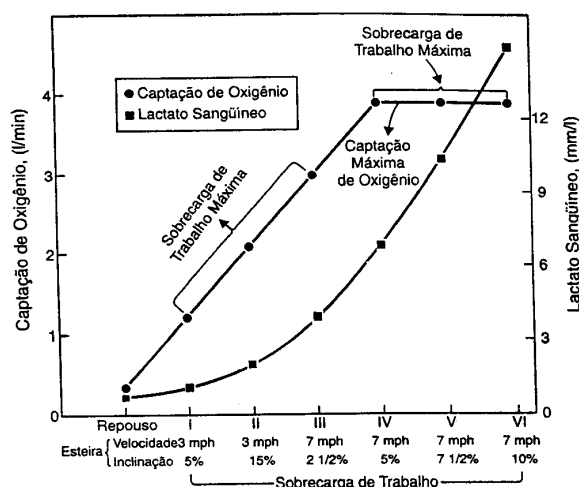


Figura 2.1 – Captação de oxigênio e concentração de lactato em função da sobrecarga de trabalho obtido a partir de um teste de esforço em esteira ergométrica (FARDY *et al.*, 1998).

A relação entre a captação de oxigênio e a frequência cardíaca é semelhante entre indivíduos normais, pacientes cardíacos, homens e mulheres. A Figura 2.2 ilustra as linhas de regressão entre grupos de indivíduos normais e aqueles com DAC. Pode ser observado que a captação de oxigênio e a frequência cardíaca, ambas expressas em termos percentuais em

relação ao máximo, são bastante semelhantes. Nas fórmulas da Figura 2.2: Y = percentual da captação máxima de oxigênio e X = percentual da frequência cardíaca máxima.

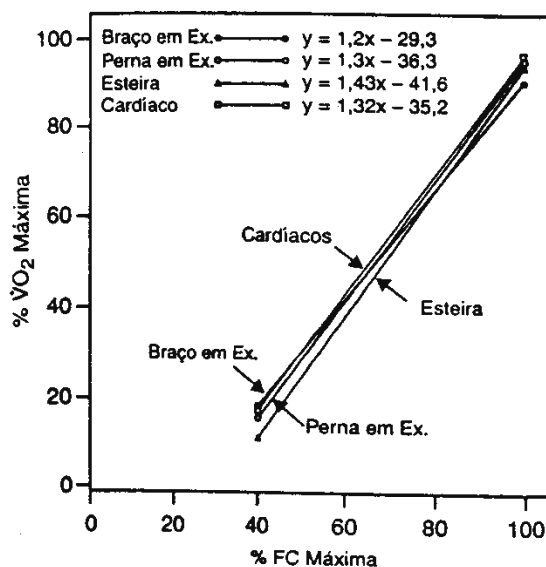


Figura 2.2 – Relação entre a frequência cardíaca (FC) e o consumo de oxigênio (VO_2), ambos expressos em termos percentuais dos valores máximos de frequência cardíaca ($FC_{máxima}$) e do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máximo}$) (FARDY *et al.*, 1998).

Para obter os benefícios cardiovasculares citados na Tabela 2.1 são recomendados exercícios regulares aeróbicos que envolvam grandes grupos musculares, tais como: correr, nadar e andar de bicicleta. Melhorias na capacidade cardiorespiratória são obtidas com treinamentos em intensidades que variam entre 57 e 78% da capacidade aeróbica máxima ($VO_{2máx}$), ou seja, 70 a 80% da frequência cardíaca máxima ($FC_{máx}$), com duração de 15 a 60 minutos e com frequência de três a cinco sessões por semana. Para indivíduos iniciantes recomenda-se utilizar intensidades entre 40 e 60% da capacidade funcional, evoluindo-se para intensidades entre 60 e 70% (FARDY *et al.*, 1998).

A Figura 2.3 ilustra a melhora prevista a partir do esforço despendido. Pode-se perceber que um atleta necessita se exercitar a uma intensidade maior para conseguir ganhos semelhantes a indivíduos normais ou cardíacos.

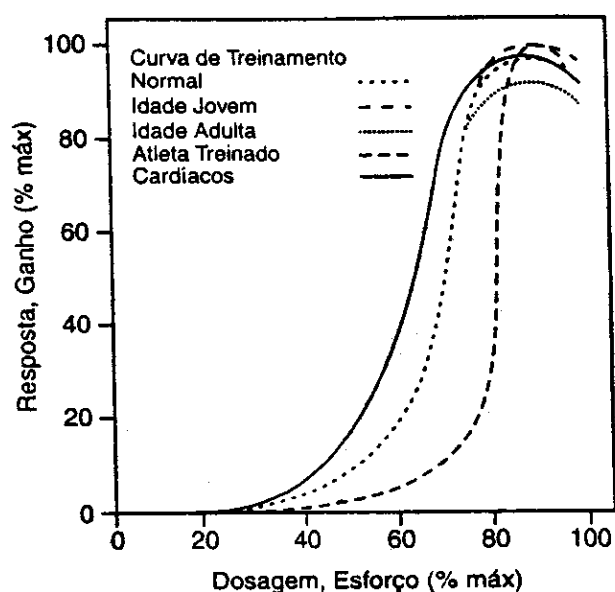


Figura 2.3 - Melhora esperada a partir do esforço despendido. Adaptado de (FARDY *et al.*, 1998).

2.3.2 Prescrição do Treino

Antes de iniciar o programa de condicionamento físico é realizado, para cada indivíduo, um teste de esforço em esteira ergométrica onde são obtidos os dados quantitativos de máximo consumo de oxigênio medido ou estimado ($VO_{2máx}$), frequência cardíaca máxima atingida ($FC_{máx}$) e a presença no ECG de alterações do segmento ST, além de arritmias e variações na pressão arterial.

O teste de esforço possibilita a aferição da capacidade funcional de cada indivíduo de modo a permitir a prescrição da intensidade dos exercícios com segurança.

A intensidade de treinamento (frequência cardíaca que deve ser mantida durante as sessões de condicionamento físico) para indivíduos iniciantes sedentários é estabelecida de 50 a 70% da frequência cardíaca de reserva (FC_{res}). O cálculo é realizado de acordo com as Equações (2.1) e (2.2).

$$FC_{tr,mínima} = (FC_{máx} - FC_{rep}) \cdot 50\% + FC_{rep} \quad (2.1)$$

$$FC_{tr,máxima} = (FC_{máx} - FC_{rep}) \cdot 70\% + FC_{rep} \quad (2.2)$$

Onde,

- $FC_{tr,mínima}$ é a frequência mínima de treino;
- $FC_{tr,máxima}$ é a frequência máxima de treino;
- $FC_{máx}$ é a frequência cardíaca máxima obtida no teste ergométrico;
- FC_{rep} é a frequência cardíaca medida durante o eletrocardiograma de repouso.

Para indivíduos condicionados, essa frequência de treinamento é estabelecida entre 60 e 80% da FC_{rep} .

2.4 Riscos

A morte cardíaca súbita é rara em indivíduos aparentemente saudáveis mesmo sob exercícios vigorosos. A morte súbita por hora diminuiu de 1:375.000 em 1980 para 1:880.000 em 1982, enquanto que o treinamento em cardiopatas a ocorrência de morte súbita caiu de 1:6.000 em 1976 para 1:12.000 em 1995 (GODOY *et al.*, 1997).

2.5 Segurança

As emergências clínicas mais comuns são as lesões do sistema locomotor, provocadas por trauma direto ou indireto, a ocorrência de arritmias cardíacas e a presença de sinais objetivos de isquemia miocárdica significativa ou de crises hipertensivas (CESAR *et al.*, 2004).

Durante a sessão de exercício são normalmente medidas continuamente a FC, e de modo intermitente, a pressão arterial e a sensação subjetiva de esforço (escala Borg – nota

entre 0 e 10). Havendo a necessidade, o paciente é monitorado de modo intermitente ou contínuo pelo eletrocardiograma de uma derivação, sendo obtidos um ou mais registros de ECG durante a parte aeróbica da sessão. Recursos de telemetria de ECG são particularmente apropriados para os pacientes clinicamente mais graves e naqueles com arritmias de alta complexidade induzidas pelo esforço. Sendo possível, recomenda-se registrar os valores da FC, pressão arterial e sensação subjetiva de esforço para cada um dos aparelhos que utilizam a parte aeróbica (ARAÚJO, 2004).

2.5.1 Indicativos para o Término do Exercício

A sessão de condicionamento físico é terminada caso a FC exceda um percentual da frequência cardíaca máxima (zona alvo). Porém esta abordagem é falha uma vez que pacientes podem estar recebendo medicamentos como beta-bloqueadores ou aqueles com a frequência cardíaca com resposta excessiva, de modo que outros indicativos são recomendados (GIBBONS *et al.*, 2002).

A escala Borg é uma classificação da percepção subjetiva de esforço (PSE) e é baseada na percepção de fadiga do próprio indivíduo. Ela pode ser utilizada para qualquer atividade aeróbica sendo recomendada para uma opção prática na observação da intensidade do esforço. A escala Borg contém uma sequência de valores de 0 a 10 (POWERS & HOWLEY, 2000). Sendo que o número 4 corresponde a aproximadamente 60% da ($FC_{máx}$) e o número 8 corresponde a 80% da ($FC_{máx}$). O uso de escalas subjetivas como a escala de Borg é útil na identificação de fadiga do paciente, no entanto é limitada para a identificação do risco. A escala Borg é ilustrada na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Escala Borg de Percepção Subjetiva de Esforço.

Borg	Sensação
0	nada
1	muito fraco
2	fraco
3	moderado
4	um pouco forte
5	forte
6	
7	muito forte
8	
9	fortíssimo
10	extenuante

Recomenda-se que sejam utilizados os indicativos absolutos e relativos para o término da sessão de exercício (GIBBONS *et al.*, 2002).

2.5.2 Indicadores Absolutos

Os indicadores absolutos para o término do exercício de reabilitação são (GIBBONS *et al.*, 2002):

- Queda na pressão arterial sistólica maior que 10 mmHg quando seguida de alguma outra evidencia de isquemia do miocárdio;
- Angina moderada para severa;
- Sinais de perfusão inadequada (cianose ou palidez);
- Dificuldades técnicas na monitoração da FC e da pressão sanguínea;
- O paciente desejar parar;
- Taquicardia ventricular sustentada;
- Elevação do segmento ST superior a um milímetro;

- Alterações no segmento ST ou no complexo QRS tal como deslocamento excessivo do segmento ST maior que dois milímetros ou deslocamento evidente do eixo isoeletrico.

2.5.3 Indicadores Relativos

Os indicadores relativos para o término do exercício de reabilitação são (GIBBONS *et al.*, 2002):

- Queda na pressão maior que 10 mmHg na ausência de algum outro sinal de isquemia;
- Alterações no segmento ST tal como depressão excessiva (maior que dois milímetros de depressão horizontal ou curvada para baixo) ou deslocamento visível do eixo isoeletrico;
- Arritmias diferentes da arritmia ventricular;
- Fadiga, falta de ar, câimbra nas pernas, claudicação;
- Desenvolvimento de patologias que não possam ser diferenciadas de arritmia ventricular;
- Respostas hipertensivas (pressão arterial sistólica maior que 250 mmHg e/ou pressão arterial diastólica maior que 115 mmHg).

Portanto, a monitoração do eletrocardiograma (ECG), da frequência cardíaca e da pressão sanguínea devem ter monitoração cuidadosa e devem ser gravados durante cada fase do exercício e durante anormalidades do segmento ST, assim como outras manifestações de isquemia no miocárdio e dor no peito (GIBBONS *et al.*, 2002). O paciente deve ser monitorado continuamente em busca de distúrbios rítmicos, alterações no segmento ST, e outras manifestações eletrocardiográficas de isquemia do miocárdio (GIBBONS *et al.*, 2002).

2.6 Eficácia da Reabilitação Cardíaca Baseada no Exercício

A eficácia da reabilitação cardíaca após o infarto agudo do miocárdio pode ser estimada através dos índices de qualidade de vida, de aptidão física e mortalidade. A meta-análise de programas de reabilitação cardíaca baseada em exercício demonstrou uma redução na mortalidade total de cerca de 20%, enquanto que a mortalidade cardíaca teve uma redução de cerca de 25% (NEW ZEALAND GUIDELINES GROUP, 2002). A capacidade funcional avaliada pelo pico de consumo de oxigênio (VO_{2max}), após, em média, de oito semanas do início do programa de reabilitação, eleva-se entre 10 e 30% (SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA, 2000).

3 Eletrocardiograma e Alterações Eletrocardiográficas Resultantes da Isquemia do Miocárdio

As doenças isquêmicas do coração constituem uma das principais causas de óbitos no Brasil. Os episódios isquêmicos manifestam-se no eletrocardiograma através de alterações no segmento ST e constituem um bom indicador de infarto e risco de morte súbita (FRENKEL & NADAL, 2000). Neste capítulo frisaremos brevemente alguns conceitos sobre a geração do sinal de eletrocardiograma e a maneira com que o sinal é adquirido (sistema de derivações), passando então para as alterações eletrocardiográficas resultantes da isquemia miocárdica, objeto de interesse deste trabalho.

3.1 Potenciais na Superfície Corporal

A ativação das células cardíacas acarreta a produção de correntes iônicas que se propagam no interior do volume torácico consistindo um meio condutor puramente passivo. Aos potenciais medidos na superfície do tórax dá-se o nome de eletrocardiograma (ECG).

3.2 O Eletrocardiograma

A forma característica do sinal de ECG é o resultado do funcionamento cardíaco em uma seqüência ordenada: a contração dos átrios (sístole atrial) é seguida pela contração dos ventrículos (sístole ventricular) e durante a diástole há o relaxamento de todas as quatro câmaras. Além das células do miocárdio comum, presentes nas paredes das cavidades cardíacas auriculares e ventriculares, o coração abriga um tecido especializado na produção de impulsos elétricos (nó sinusal) ou na condução desses (o nó aurículo-ventricular, o feixe de His e suas ramificações bem como a rede de Purkinje) (GUYTON, 1996). É esse tecido que “alimenta” o miocárdio comum e lhe dá a “ordem” e os meios de se contrair. A Figura 3.1 exibe a estrutura do coração e seu sistema de condução especializado.

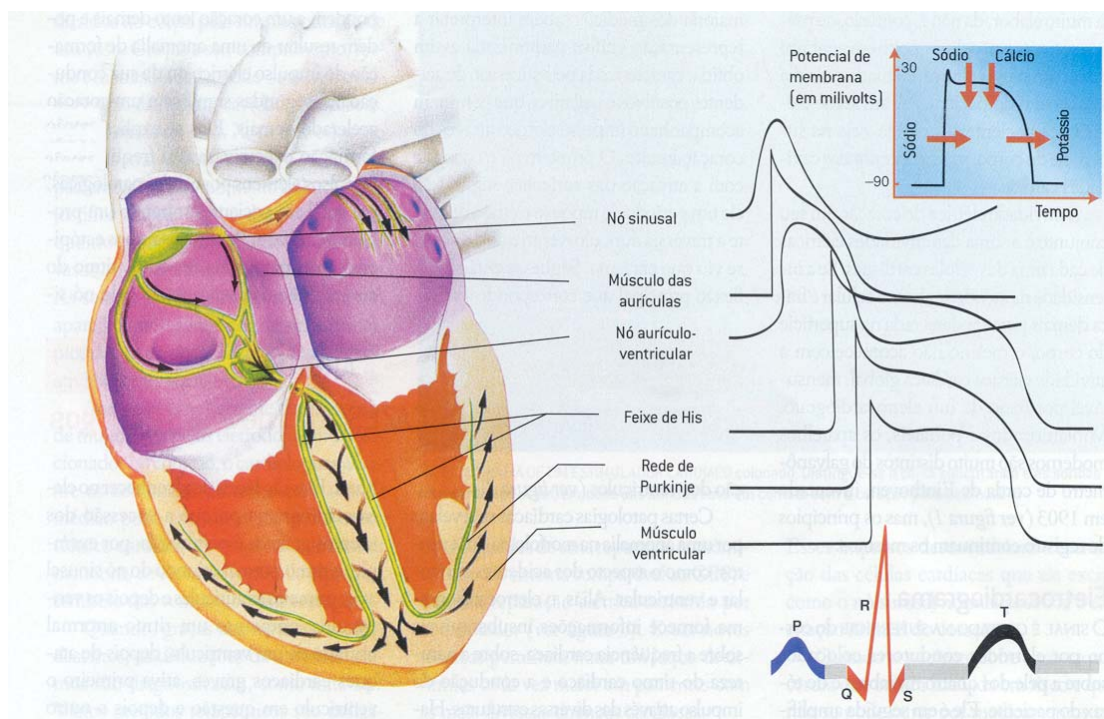


Figura 3.1 - Um sistema de condução especializado regula normalmente o funcionamento do coração. Os impulsos (setas) que provocam a contração se originam no nó sinusal em intervalos regulares. A excitação elétrica dessas células, ou potencial de ação (despolarização e repolarização), é transmitida às vizinhas. Numa célula, a despolarização se deve a uma entrada maciça de sódio, depois mantida por uma entrada mais moderada de sódio e de cálcio; a repolarização resulta da saída de potássio (ver no quadro ao alto e à direita o potencial de uma célula cardíaca tal que possa ser medido através de uma membrana) (DEHARO, 2004).

3.3 O Sistema de Derivações

Einthoven registrou os primeiros eletrocardiogramas no começo da década de 1900 utilizando-se de baldes cheios de água salgada para o estabelecimento do contato elétrico, visto que não existiam eletrodos. A Figura 3.2 exhibe o aparato construído por Einthoven no início do século passado para o registro do sinal de ECG.

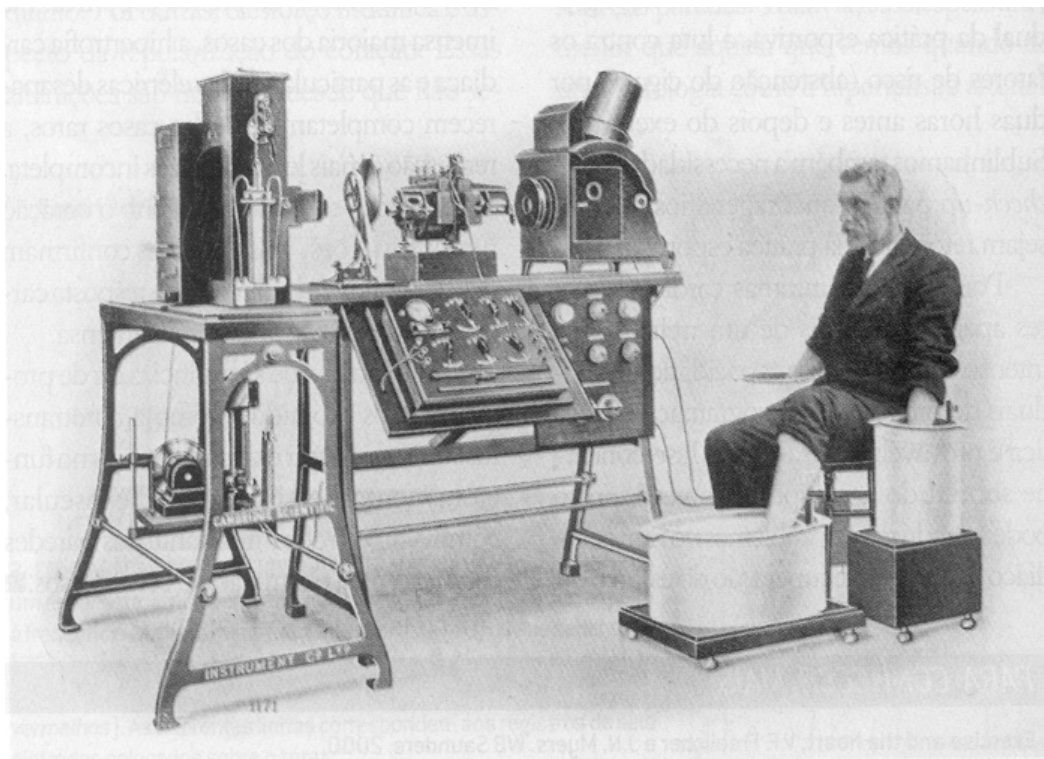


Figura 3.2 – O Galvanômetro de Einthoven, inventado em 1903 produzia eletrocardiogramas relativamente sensíveis, mas possuía o inconveniente de o paciente precisava mergulhar um pé e as mãos numa bacia com solução salina para melhorar o contato elétrico com o corpo. Adaptado de (DEHARO, 2004).

Em se tratando de eletrocardiografia podemos considerar o coração humano como um dipolo elétrico cuja orientação e magnitude das cargas variam no decorrer do tempo, à medida que se processa a condução do impulso elétrico pelas diferentes regiões do miocárdio. Pode-se representar vetorialmente esse arranjo de cargas a partir da definição de momento do dipolo (M): um vetor direcionado da carga negativa para a positiva, cujo módulo é proporcional à quantidade de carga existente multiplicado pela distância de separação entre as cargas. Em eletrocardiografia o momento de dipolo é denominado vetor cardíaco.

O problema básico da eletrocardiografia consiste em representar o vetor cardíaco de natureza tridimensional no plano bidimensional de uma folha de papel sem perda de informação: a solução é medir a projeção desse vetor sobre diferentes eixos de orientação. Einthoven criou o primeiro sistema eixos-padrão, cada um definido por um par de eletrodos

denominados derivações bipolares, estes eixos se somam na fórmula do triângulo de Eithoven, onde:

- Derivação I se inicia no braço direito até o braço esquerdo;
- Derivação II começa no braço direito e termina na perna esquerda;
- Derivação III se direciona do braço esquerdo para a perna esquerda.

A Figura 3.3 ilustra o sistema de derivações proposto por Eithoven.

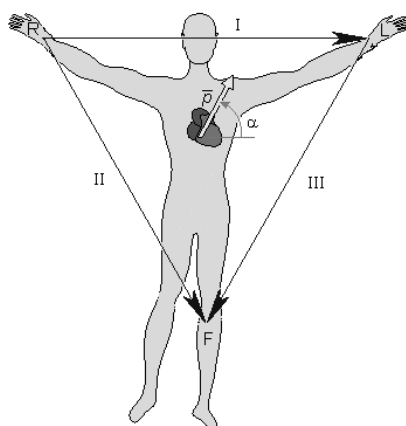


Figura 3.3 – Representação do triângulo de Einthoven (MALMIVUO & PLONSEY, 1995).

O ECG clínico atualmente ainda possui mais nove derivações: três no plano frontal (conhecido como derivações aumentadas) e seis no plano transversal (as derivações pré-cordiais). Estas derivações são conjuntamente denominadas de unipolares, pois se constituem no potencial obtido em um eletrodo com referência à média do sinal coletado nas três derivações bipolares.

3.4 A Isquemia Miocárdica

Um paciente com Doença Arterial Coronariana (DAC), freqüentemente, não consegue fazer com que o fluxo coronariano adequado chegue na região afetada, de modo que o sangue

não flui a ponto de suprir as demandas metabólicas do miocárdio durante o exercício conseqüentemente, ocorre a isquemia.

As células do miocárdio privadas de oxigênio começam a apresentar uma seqüência de eventos, inicialmente reversíveis, que apresentam conseqüências mecânicas, metabólicas e eletrofisiológicas. A principal alteração eletrocardiográfica da isquemia são alterações no segmento ST. A Figura 3.4 ilustra a relação entre o potencial de ação intracelular de uma célula muscular ventricular e o ECG de superfície. O complexo QRS representa a seqüência de ativação do músculo ventricular e ocorre durante a fase 0 dos potenciais de ação. O segmento ST reflete a fase 2 da repolarização, e a onda T ocorre durante a fase 3. O segmento TQ reflete a fase 4 e corresponde ao potencial de membrana em repouso.

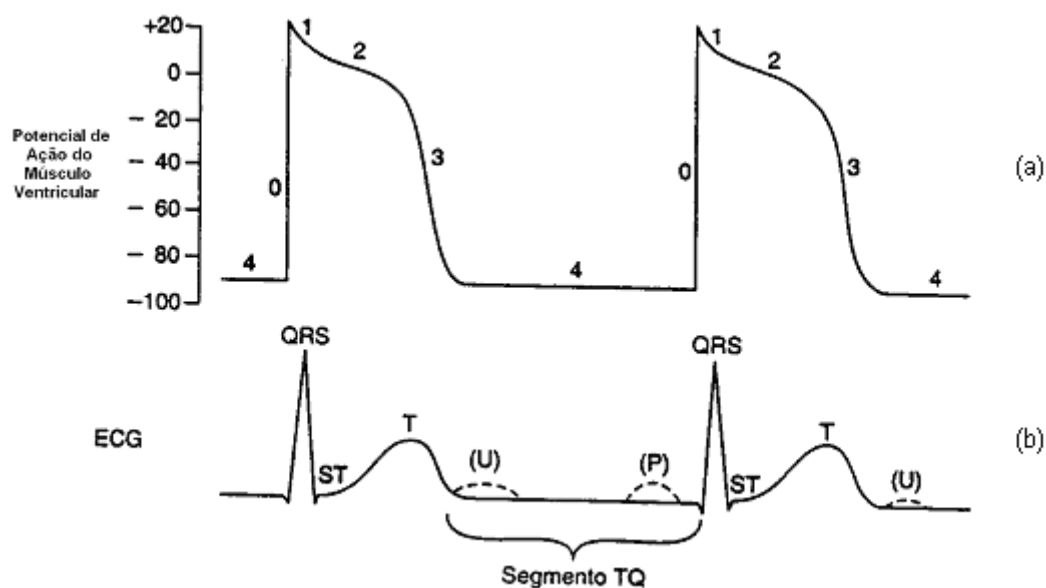


Figura 3.4 – (a) Potencial de ação intracelular do músculo ventricular. (b) Registro de ECG obtido na superfície corporal. Adaptado de (FARDY *et al.*, 1998).

Poucos segundos de privação de oxigênio levam a alterações na forma e duração dos potenciais de ação intraventriculares. A alteração mais evidente é a diminuição do potencial de membrana em repouso, ou fase 4, resultante de uma falha parcial da bomba de sódio-potássio e acúmulo de potássio extracelular. A segunda alteração é uma diminuição do potencial de ação e da amplitude em virtude de uma repolarização mais rápida durante as fases 2 e 3.

3.5 Alterações no Segmento ST

O nível do segmento ST é medido com relação ao segmento P-Q. As três medições chave são a identificação da junção P-Q (linha isoeletrica), o ponto J (fim do complexo QRS e início do ST), e de 60 a 80 ms após o ponto J. A taxas ventriculares maiores que 130 bpm, 60 ms após o ponto J é ótimo para determinar a extensão do deslocamento do segmento ST em pacientes com um segmento ST com curvatura para cima. Quando a junção J está deslocada em relação à linha de base, a diferença a partir da junção J determina o deslocamento induzido pelo exercício (GIBBONS *et al.*, 2002). A Figura 3.5 exibe as componentes características de um sinal de ECG.

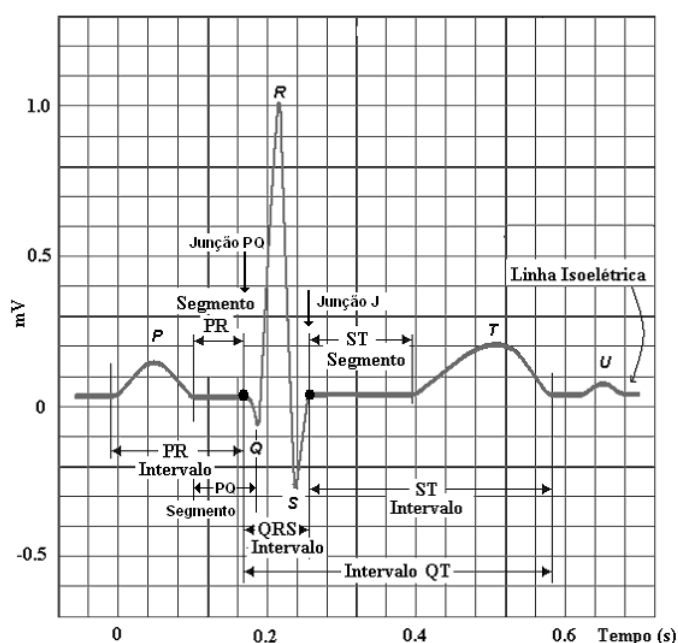


Figura 3.5 – Ondas, intervalos e segmentos característicos que compõem o sinal de ECG.

A depressão do segmento ST é a manifestação mais comum de isquemia do miocárdio induzida pelo exercício. A depressão do segmento ST representa gradientes elétricos causados por segmentos isquêmicos, extensão da zona de isquemia, áreas onde previamente ocorreu a

necrose do miocárdio e a localização dos eletrodos. O critério padrão para esta resposta anormal é a depressão horizontal maior que 0,10 mV (1 mm em papel de registro eletrocardiográfico) medido 80 ms após a junção J (GIBBONS *et al.*, 2002). A Figura 3.6 ilustra os tipos de depressão do segmento ST devidas a isquemia.

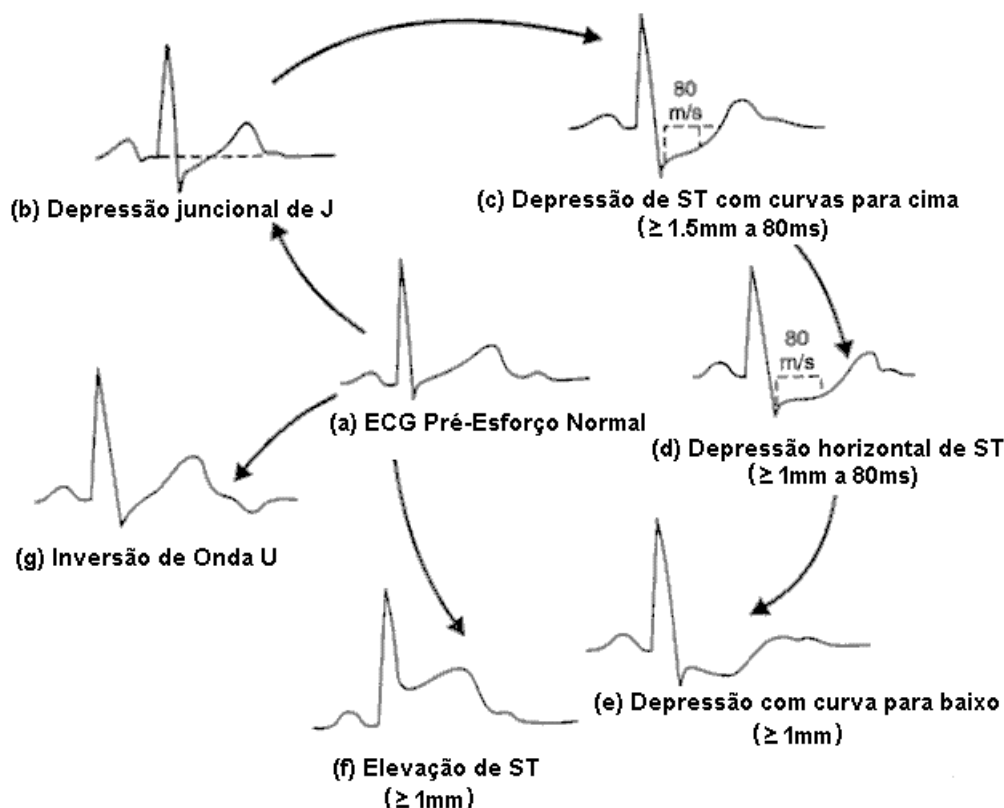


Figura 3.6 - Alterações eletrocardiográficas durante o exercício (FARDY *et al.*, 1998).

Destes estudos pode ser visto que o ponto de corte durante o exercício de 0,1 mV (1 mm em papel de registro eletrocardiográfico) de depressão horizontal ou declividade do segmento ST possui aproximadamente 84% de especificidade para doença arterial coronariana (DAC); isto é 84% daqueles sem doença arterial coronariana possuem um teste de esforço normal. Estes estudos possuem uma sensibilidade média de 66% para DAC, em um intervalo de 40 a 90% para doença de um vaso e vasos, respectivamente (GIBBONS *et al.*, 2002).

3.6 Período Pós-Exercício

Algumas respostas anormais ocorrem somente durante a fase de recuperação. A monitoração deve continuar por 6 a 8 minutos após o término do exercício ou até a pressão sangüínea, frequência cardíaca e segmento ST retornarem aos limites de normalidade. Aproximadamente 85% dos indivíduos com manifestações de respostas anormais apresentam a anormalidade durante o exercício ou dentro de 5 a 6 minutos após. Não são raras as ocorrências de um ECG anormal ocorrer apenas no período de recuperação. A disfunção mecânica e anormalidades eletrofisiológicas no ventrículo isquêmico podem persistir por horas após o término do exercício físico. A monitoração da pressão sangüínea deve continuar durante a recuperação porque respostas anormais podem ocorrer, particularmente hipotensão.

3.7 Sensibilidade das Derivações Pré-Cordiais

As derivações precordiais laterais (V_4 a V_6) são capazes de detectar 90% de todas as alterações do segmento ST em um sistema de múltiplas derivações. A elevação do segmento ST é uma alteração rara, porém crítica devido à isquemia transmural que ocorre freqüentemente na derivação V_2 e aVF , assim como, na derivação V_1 (FLETCHER, 2001).

A derivação V_5 sozinha supera as derivações inferiores e a combinação das derivações V_5 e II , porque a derivação II tem uma alta taxa de falsos positivos. Em pacientes sem infarto prévio do miocárdio e com ECG de repouso normal, as derivações precordiais sozinhas constituem uma marca confiável de DAC, e a monitoração das derivações dos membros inferiores adiciona pouca informação diagnóstica. Em pacientes com ECG de repouso normal, a depressão do segmento ST induzida pelo exercício, confinado às derivações dos membros inferiores é de pouco valor para a identificação de doença coronariana (GIBBONS *et al.*, 2002).

4 Pressão Arterial

A Figura 4.1 exibe a primeira medição de pressão arterial realizada em 1726 pelo médico Stephan Hales. Por intermédio de um tubo introduzido em uma artéria de um equino: a altura máxima do sangue no tubo indicava a pressão sistólica (SAFAR, 2004).



Figura 4.1 – A primeira medição de pressão arterial. Adaptado de (SAFAR, 2004)

4.1 Princípios Básicos da Função Circulatória

A função circulatória possui detalhamento complexo, entretanto, existem três princípios fundamentais para todas as funções deste sistema:

- O fluxo sanguíneo para cada tecido do corpo é controlado localmente em função das necessidades de cada tecido. Quando os tecidos estão ativos o fluxo

sanguíneo através deles pode aumentar em até 30 vezes em relação ao nível de repouso, no entanto, o coração tipicamente consegue aumentar o seu débito cardíaco de quatro vezes a sete vezes. Assim quando um tecido necessita de um fluxo sanguíneo maior não se pode simplesmente aumentar o fluxo sanguíneo para todo o corpo. Em vez disso, as arteríolas presentes em cada tecido monitoram continuamente as necessidades do tecido, tais como disponibilidade de oxigênio e de outros nutrientes e o acúmulo de gás carbônico e outros produtos de excreção do tecido e estes atuam diretamente nos vasos sanguíneos locais dilatando-os ou contraindo-os a fim de controlar precisamente o fluxo sanguíneo (GUYTON & HALL, 1996).

- O débito cardíaco é controlado principalmente pela soma de todos os fluxos locais dos tecidos. O coração responde automaticamente as necessidades dos tecidos bombeando todo o sangue que chega a ele através das veias novamente para as artérias. No entanto, a resposta do coração as necessidades dos tecidos é imperfeita, de modo que, há frequentemente a necessidade de que sinais neurais cheguem e façam com que ele bombeie as quantidades necessárias ao fluxo sanguíneo (GUYTON & HALL, 1996).
- A pressão arterial geralmente é controlada independentemente tanto do controle local do fluxo sanguíneo, como do controle do débito cardíaco. Os sinais neurais aumentam a força de bombeamento cardíaco, a contração dos grandes reservatórios venosos, para suprir mais sangue ao coração e a contração generalizada da maioria das arteríolas, em todo o corpo, de tal forma que mais sangue se acumula na árvore arterial (GUYTON & HALL, 1996).

4.2 Relação entre Pressão, Fluxo e Resistência

O fluxo ao longo de um vaso sanguíneo é determinado por dois fatores: (1) a diferença de pressão do sangue, entre as duas extremidades do vaso (também chamado de gradiente de pressão), que é a força que impele o sangue pelo vaso e (2) o impedimento ao fluxo sanguíneo, ao longo do vaso, que é chamado de resistência vascular. A Figura 4.2 exibe o segmento de um vaso localizado em uma porção qualquer do sistema circulatório.

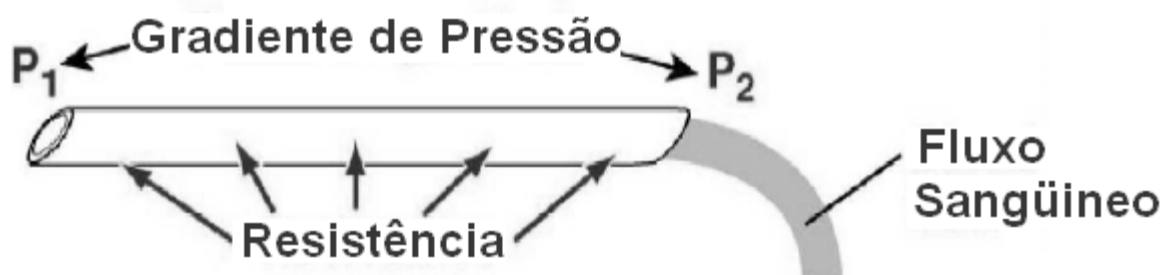


Figura 4.2 – A relação entre a pressão, resistência e fluxo sanguíneo. Adaptado de (GUYTON & HALL, 1996).

Onde: P_1 representa a pressão na origem do vaso; P_2 representa a pressão no término do vaso. A resistência ao fluxo ocorre em decorrência do atrito ao longo das paredes internas do vaso. A equação (4.1) expressa matematicamente a relação entre pressão, fluxo e resistência para o segmento da Figura 4.2.

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (4.1)$$

Onde: Q é o fluxo sanguíneo, ΔP é a diferença de pressão ($P_1 - P_2$) entre as duas extremidades do vaso e R é a resistência.

Da equação (4.1) se pode inferir que o fluxo sanguíneo é diretamente proporcional à diferença de pressão, porém, inversamente proporcional à resistência.

Um conceito que é importante frisar com o objetivo de enfatizar a capacidade de as arteríolas exercerem a função de controle do fluxo sanguíneo é o de fluxo laminar. Quando o sangue flui com velocidade constante ao longo de um vaso longo e liso ele flui em camadas, sendo que cada camada de sangue mantém a mesma distância da parede vascular, esse tipo de comportamento é chamado de fluxo laminar ou aerodinâmico. Quando ocorre o fluxo laminar a velocidade do fluxo no centro do vaso é muito maior que na sua periferia, isso ocorre devido ao fato que moléculas de fluido que tocam a parede do vaso quase não se movimentam devido a aderência à parede vascular, já a camada de moléculas seguinte desliza sobre esta e assim sucessivamente provocando o efeito de a velocidade do fluxo no centro do vaso ser muito mais rápida que em sua periferia. A Figura 4.3 ilustra um experimento que demonstra esse comportamento. No vaso (a) existe dois líquidos um marcado com corante e o outro límpido, porém, sem nenhum fluxo no vaso, já em (b) os líquidos começam a fluir de onde se observa que a camada de fluido junto à parede do vaso quase não se move enquanto que a porção um pouco mais distante moveu-se mais e a porção no centro do vaso moveu-se por uma longa distância há esse efeito se dá o nome se perfil parabólico da velocidade do fluxo sanguíneo.



Figura 4.3 – Experimento que mostra o fluxo sanguíneo parabólico com o fluxo muito mais rápido no centro do vaso. (a) Dois líquidos (sombreado e não sombreado) antes do fluxo começar; (b) Os líquidos instantes após o início do fluxo.

A Figura 4.4 mostra o efeito na variação do fluxo sanguíneo em função da variação do diâmetro do vaso, os anéis concêntricos no interior dos vasos indicam que a velocidade do fluxo, em cada anel, é diferente daquela nos outros anéis devido ao fluxo laminar. Ao se integrar os fluxos em cada anel é derivada a equação (4.2), a qual é denominada lei de *Poiseuille*.

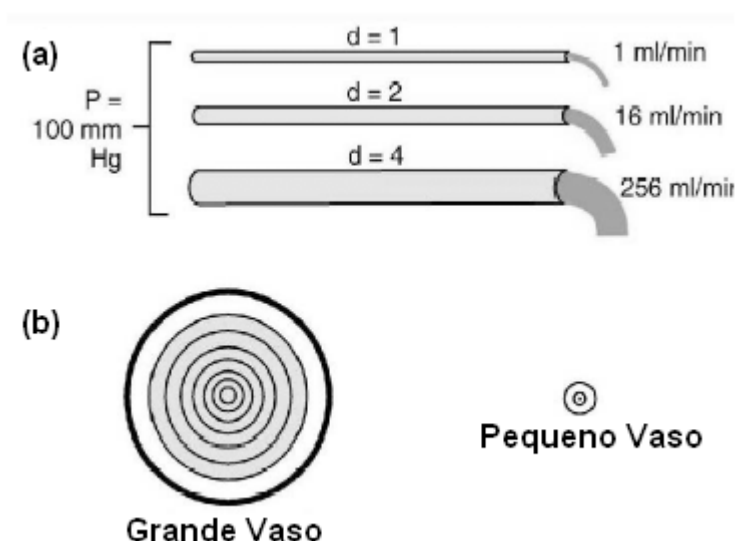


Figura 4.4 – (a) Demonstração do efeito do diâmetro do vaso no fluxo sanguíneo. (b) Anéis concêntricos de sangue fluindo com velocidades diferentes; quanto mais afastado da parede vascular mais rápido é o fluxo.

$$Q = \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \eta l} \quad (4.2)$$

Onde: Q é a velocidade do fluxo sanguíneo, ΔP é a diferença de pressão ($P_1 - P_2$) entre as duas extremidades do vaso, r é o raio do vaso, l é o comprimento e η é a viscosidade.

Da equação (4.2) se infere que a resistência é proporcional à viscosidade, proporcional a extensão do vaso e inversamente proporcional a quarta potência do raio do vaso. É importante observar que a quarta potência do raio observada na equação (4.2) tem peso determinante sobre a resistência ao fluxo sanguíneo. Teoricamente um aumento de 4 vezes no diâmetro do vaso pode provocar o aumento no fluxo sanguíneo em 256 vezes. Das considerações acima se pode inferir que as arteríolas podem responder a sinais neurais ou teciduais locais com pequenas variações de diâmetro e mesmo assim obter imensas variações no fluxo sanguíneo, de modo a fazer com que o fluxo sanguíneo para o tecido possa ser quase que completamente bloqueado, ou em outras ocasiões, produzir um imenso aumento do fluxo. O resultado de aumento na pressão passa a ter um significado muito maior, uma vez que o fluxo sanguíneo aumenta não apenas em função do aumento de pressão, mas também em

função do aumento do diâmetro do vaso, o qual, possui um peso muito maior no que se refere a incremento do fluxo sanguíneo (GUYTON & HALL, 1996).

Na circulação sistêmica, cerca de dois terços do total da resistência arteriolar sistêmica ao fluxo encontra-se nas pequenas arteríolas. A pressão arterial é o resultado da força gerada pela contração ventricular e da resistência oferecida ao fluxo pelas pequenas artérias. Se as arteríolas se contraem, a resistência ao fluxo aumenta, diminuindo o fluxo e aumentando a pressão sanguínea, já a expansão (dilatação) das arteríolas tem o efeito oposto (AMERICAN HEART ASSOCIATION, 2005).

A pressão sanguínea mais alta (pressão arterial sistólica) representa a pressão enquanto o ventrículo se contrai para bombear o sangue para o corpo. A mais baixa (pressão arterial diastólica) representa a pressão enquanto o ventrículo se relaxa no período entre um batimento e outro (AMERICAN HEART ASSOCIATION, 2005).

4.3 Unidades de Pressão

A quantização da pressão sanguínea é realizada quase sempre em termos de milímetros de mercúrio (*mmHg*), a utilização desta unidade remonta a história da fisiologia aonde desde a antiguidade se utilizou o nanômetro de mercúrio (Figura 4.5). A pressão sanguínea significa a força exercida pelo sangue contra qualquer unidade de área da parede vascular. Por convenção se utiliza a declaração do valor da pressão sistólica seguida da pressão diastólica, *e.g.*, 118/76 (118 por 76); sistólica=118 mmHg, diastólica=76 mmHg (GUYTON & HALL, 1996).

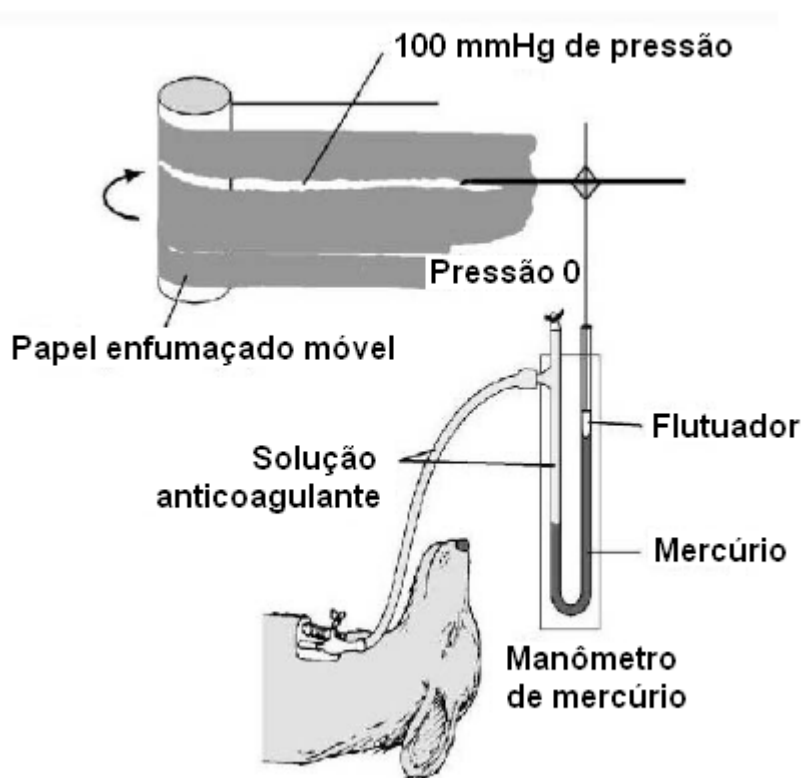


Figura 4.5 – Registro da pressão arterial com manômetro de mercúrio, um método que já foi usada da forma mostrada acima, para registrar a pressão ao longo de toda a história da fisiologia. Adaptado de (GUYTON & HALL, 1996).

4.4 Resposta Hemodinâmica ao Exercício

Para um indivíduo adulto em condições de repouso, uma pressão sangüínea de aproximadamente 120 por 80 mmHg é considerada ótima. Uma pressão sistólica de 120 a 139 mmHg ou a pressão diastólica de 80 a 89 mmHg é considerada como pré-hipertensiva e necessita ser observada cuidadosamente. Uma leitura de pressão sangüínea acima de 140 por 90 mmHg é considerada elevada (AMERICAN HEART ASSOCIATION, 2005).

Uma vez que a pressão sangüínea é dependente da força exercida durante a contração ventricular e da resistência periférica, um aumento ou queda na pressão sistólica (maior que 20 a 30 mmHg) pode resultar de fatores que alteram a resistência, e.g., uma obstrução na aorta e a administração de algumas drogas ou de fatores que afetam o desempenho da bomba cardíaca,

e.g., disfunção ventricular esquerda severa e isquemia no miocárdio (FLETICHER *et al.*, 2001).

Uma queda da pressão sanguínea maior que 10 mmHg, apesar de um aumento da carga, é um forte indicativo para que o exercício seja interrompido quando acompanhado de qualquer outra evidência de isquemia (FLETICHER *et al.*, 2001).

A Figura 4.6 exibe a variação da pressão arterial ao longo do dia conforme as atividades diárias. A pressão sistólica e a pressão diastólica seguem evoluções simultâneas atingindo picos em situações de dor e estresse.

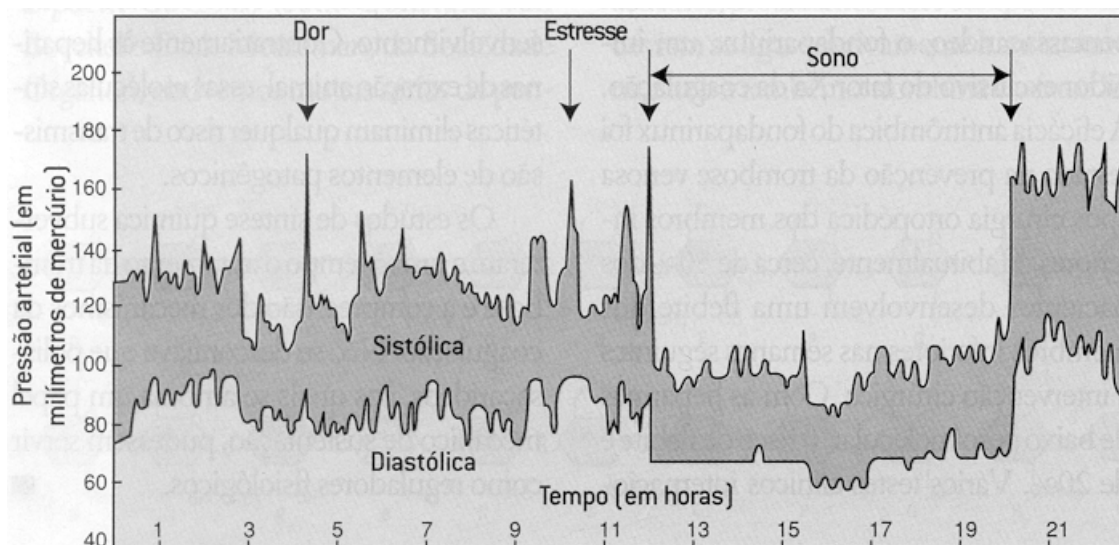


Figura 4.6 – Evolução da pressão arterial ao longo das 24 horas. Adaptado de (SAFAR, 2004).

4.5 Pressão Arterial não Invasiva

Aparelhos capazes de medir continuamente a pressão arterial ao longo de um ciclo cardíaco completo, de um modo geral, fazem o uso de transdutores de pressão do tipo piezoelétrico, os quais necessitam de indesejáveis técnicas invasivas. Tais sistemas apresentam vários inconvenientes entre os quais pode-se ressaltar o risco de infecções, a necessidade de

utilização de materiais descartáveis a um custo elevado, além de cuidados especiais e um longo tempo de preparação (JONES & WANG, 1993).

Já a medição de pressão de modo não-invasivo (NIBP), em geral, utiliza um dispositivo denominado manguito. O manguito é um dispositivo inflável, geralmente disposto circundando o antebraço, e que, ao ser inflado, oclui o fluxo sanguíneo. A oclusão do fluxo sanguíneo em ocasião da medição o torna inadequado para a monitoração de maneira contínua. Além disso, são dispositivos volumosos, o que os tornam inconvenientes de serem carregados; portanto, inadequados para a utilização em dispositivos portáteis (JONES & WANG, 1993). Conseqüentemente, técnicas não-invasivas que não utilizam o manguito são desejáveis.

4.6 Pletismografia

Pletismografia, deriva da combinação das palavras gregas ‘Pletismo’ que significa aumento e ‘grafia’ que significa escrita. Esta ferramenta é usada principalmente para determinar e registrar variações de volume sanguíneo em diferentes partes do corpo. De acordo com o tipo de sensor utilizado, podemos ter vários tipos de pletismografia (CHEANG & SMITH, 2003):

- Fotoelétrica:

Em contato com o tecido, aplica uma fonte de luz monocromática sobre o mesmo e mede a intensidade da luz transmitida ou refletida que variará de acordo com as mudanças no volume sanguíneo. Usada para monitoração de saturação de oxigênio, determinação de pressão não invasiva e detecção de doenças vasculares periféricas;

- Impedância:

Aplica corrente alternada de baixa frequência através de eletrodos, medindo a variação de impedância decorrente da passagem do volume sanguíneo;

- Strain Gauge:

Utiliza um fino tubo de borracha preenchido com mercúrio, o qual, envolvendo o membro onde a medição é realizada, relaciona as variações de circunferência deste com as variações de volume sanguíneo;

- Ar:

Utiliza-se de um manguito preenchido com ar envolvendo o antebraço, correlacionando as variações de volume de ar com variações no volume do sangue.

4.7 Fotopletismografia

A pletismografia fotoelétrica também conhecida como fotopletismografia (PPG) é um método não invasivo, que utiliza as mudanças na atenuação que a luz sofre em seu caminho, para registrar as variações do volume sanguíneo, ao longo do ciclo cardíaco, utilizando um detector fotoelétrico (CHEANG & SMITH, 2003).

Na Figura 4.7 é exibida a seção transversal de um dedo e a disposição dos dispositivos emissores e receptores de luz.

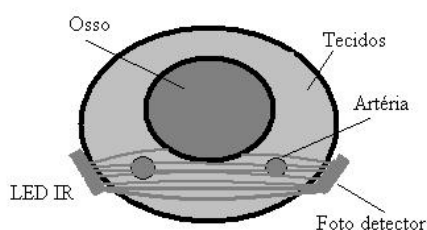


Figura 4.7 – Fotopletismografia transmissiva.

Na fotopletismografia do tipo transmissiva, a luz monocromática se difunde pelos tecidos alcançando o fotoreceptor que se encontra no lado contrário ao do emissor. Parte da luz que atinge os tecidos e sangue é absorvida, outra parte é refletida e ainda uma terceira é transmitida atingindo o fotoreceptor. Essa componente que atinge o fotoreceptor carrega consigo variações de amplitude devidas a mudanças na opacidade do meio interno oriundas, principalmente, do volume sanguíneo arterial circulante que é variável. A maior parte da luz

incidente é absorvida pela pele, tecido e ossos, sangue venoso e sangue arterial não pulsátil o que produz o comportamento ilustrado na Figura 4.8 (CHEANG & SMITH, 2003).

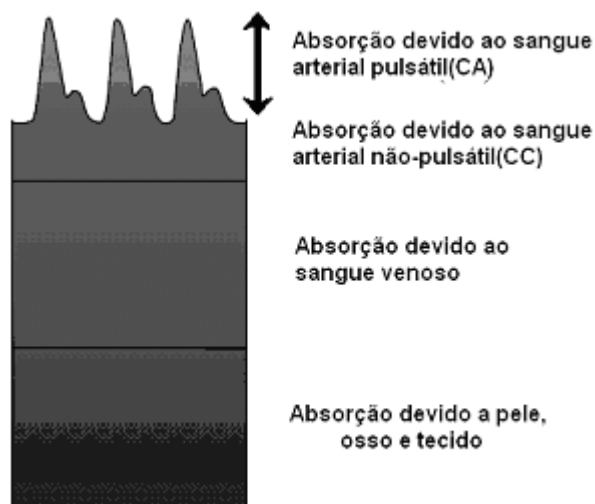


Figura 4.8 – Separação dos componentes do sinal de PPG. Adaptado de (CHEANG & SMITH, 2003).

Nesse caso, a lei de Beer-Lambert se aplica, a qual dá a relação entre a absorção da luz monocromática e a concentração de material em uma solução como uma função do caminho percorrido pela luz no meio. A lei de Beer-Lambert é expressa matematicamente pela Equação (4.3).

$$I = I_0 e^{-cex} \quad (4.3)$$

Onde I é a intensidade da luz transmitida, I_0 é a intensidade da luz incidente, c é a concentração de material, (e) é o coeficiente de extinção da luz monocromática de um comprimento de onda λ e x é o comprimento do caminho percorrido pela luz no meio.

4.8 Determinação da Pressão Arterial Utilizando Fotopletismografia

Devido a fotopletismografia ser um sinal não invasivo e de fácil aquisição, vários estudos foram feitos, ao longo dos anos, com a intenção de estimar a pressão arterial através da correlação entre o sinal fotopletismográfico e a pressão arterial obtida a partir de métodos invasivos (JONES & WANG, 1993).

Jones & Wang (1993) derivaram a partir da lei de Beer-Lambert um método capaz de correlacionar parâmetros do sinal fotopletismográfico com a pressão arterial. O método consiste em calibrar a onda fotopletismográfica adquirida durante a calibração com um aparelho auxiliar de pressão. Neste momento uma constante proporcional à relação entre pressão e volume é determinada para cada paciente e armazenada para uso posterior. Na ocasião da medição, as constantes obtidas durante a calibração são recuperadas e a pressão arterial é determinada a partir da onda fotopletismográfica sob análise.

4.8.1 Descrição do Método para Medição da Pressão Sangüínea Não-Invasiva

A seguir veremos o conjunto de equações envolvidas na determinação da pressão arterial a partir da onda fotopletismográfica, sem nos preocuparmos com o desenvolvimento matemático que deu origem a estas equações. Ao leitor interessado na derivação matemática, esta se encontra descrita em (JONES & WANG, 1993).

Antes de começarmos com a descrição do método é conveniente descrever os parâmetros obtidos a partir da onda fotopletismográfica que serão utilizados nas equações que fazem parte do método. A Figura 4.9 exibe um esboço do sinal fotopletismográfico obtido a partir do dedo durante dois ciclos cardíacos. Nesta, V_d é a tensão observada durante a diástole, V_s é a tensão observada durante a sístole, T_d corresponde ao período de um ciclo cardíaco e V_m é a tensão média calculada ao longo de um ciclo cardíaco. Dispondo destes parâmetros

podemos prosseguir com o cálculo de constantes particulares ao sistema vascular de cada paciente.

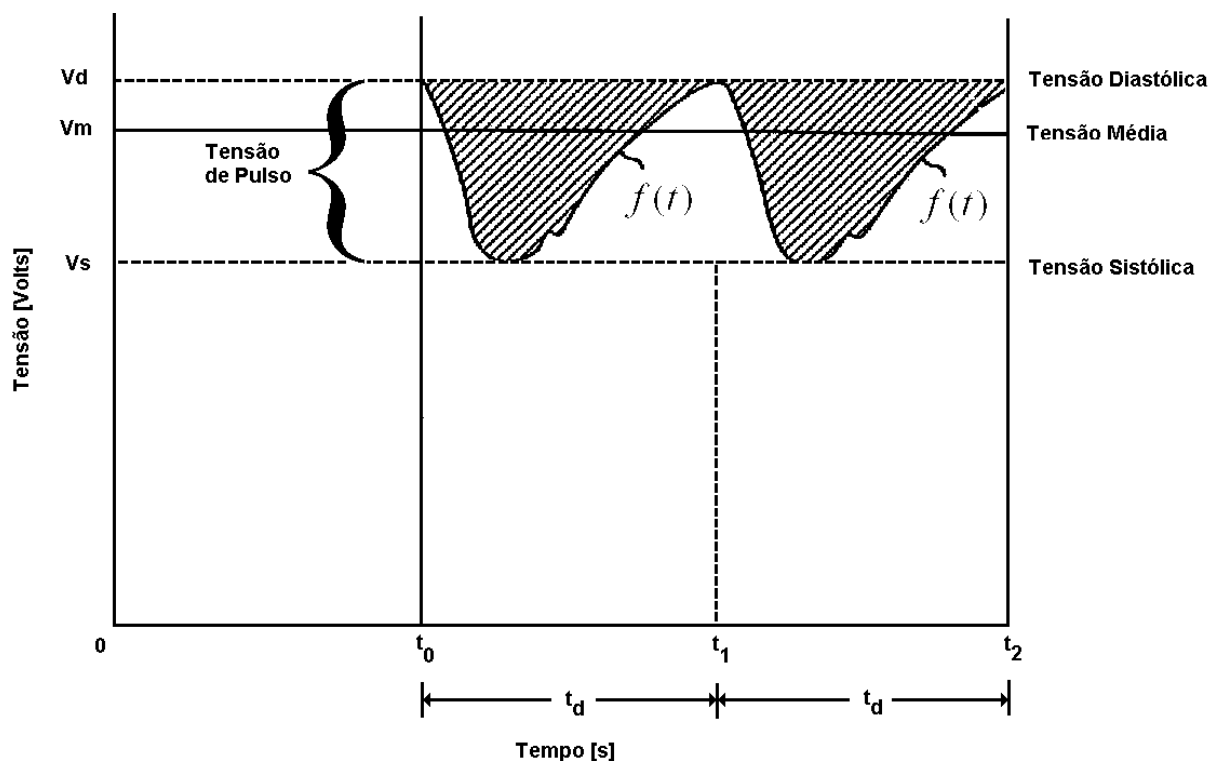


Figura 4.9 – Esboço da forma de onda obtida na saída do circuito de condicionamento ao longo de dois ciclos cardíacos. Adaptado de (JONES e WANG, 1993).

Etapa de Calibração:

- Calibração – Durante o processo de calibração é retirado um segmento correspondente a um ciclo cardíaco, ao mesmo tempo em que são obtidos os valores de pressão sistólica e diastólica a partir de um aparelho auxiliar de pressão. Procede-se então ao cálculo das constantes particulares ao sistema vascular de cada paciente de acordo com os seguintes passos:

PASSO 1 – Determinação da tensão média através das Equações (4.4) e (4.5).

$$ARC = \left(Vd(t1 - t0) - \int_{t0}^{t1} f(t)dt \right) \quad (4.4)$$

$$Vm = Vd - \left(\frac{ARC}{td} \right) \quad (4.5)$$

Onde, ARC corresponde a área sombreada mostrada na Figura 4.9 e (t_d) é a duração do ciclo cardíaco.

PASSO 2 – Determinação da constante pressão volume (k) através da equação (4.6) e armazenamento na memória do computador.

$$\frac{\ln\left(\frac{Vd}{Vm}\right)}{\ln\left(\frac{Vd}{Vs}\right)} = \frac{\exp(-kPd) - \exp(-kPm)}{\exp(-kPd) - \exp(-kPs)} \quad (4.6)$$

Onde, P_d , P_s e P_m são obtidos de um aparelho auxiliar de pressão e V_d , V_s e V_m são obtidos da onda fotopletiométrica.

PASSO 3 – Determinação da constante tensão na pressão zero / tensão na pressão infinita $\left(\frac{V_0}{V_{inf}}\right)$ através da equação (4.7) e armazenamento na memória do computador.

$$\frac{\ln\left(\frac{Vd}{Vs}\right)}{\ln\left(\frac{V_0}{V_{inf}}\right)} = \exp(-kPd) - \exp(-kPs) \quad (4.7)$$

Onde, P_d , P_s são obtidos de um aparelho auxiliar de pressão e V_d e V_s são obtidos da onda fotopletismográfica.

Etapa de Determinação:

- Determinação – Durante o processo de determinação da pressão arterial é retirado um segmento correspondente a um ciclo cardíaco que juntamente com a constante pressão volume (k) armazenada e a constante tensão na pressão zero / tensão na pressão infinita $\left(\frac{V_0}{V_{\text{inf}}}\right)$ armazenada permitem o cálculo da pressão de pulso (P_p) e da pressão diastólica (P_d) para aquele ciclo cardíaco, para isto são seguidos os passos:

PASSO 1 – Equações (4.4) e (4.5);

PASSO 2 – Determinação da pressão de pulso (P_p) através da equação (4.8).

$$\frac{\ln\left(\frac{V_d}{V_m}\right)}{\ln\left(\frac{V_d}{V_s}\right)} = \frac{1 - \exp(-kP_p/3)}{1 - \exp(-kP_p)} \quad (4.8)$$

Onde, V_d , V_s e V_m são obtidos da onda fotopletismográfica e (k) é obtido da etapa de calibração.

PASSO 3 – Determinação da pressão diastólica (P_d) através da equação (4.9).

$$\frac{\ln\left(\frac{V_d}{V_s}\right)}{\ln\left(\frac{V_0}{V_{\inf}}\right)} = [\exp(-kPd)][1 - \exp(-kPp)] \quad (4.9)$$

Onde, V_d e V_s são obtidos da onda fotopletismográfica e $\left(\frac{V_0}{V_{\inf}}\right)$ é obtido da etapa de calibração.

As equações (4.6) a (4.9) não possuem solução algébrica, portanto a resolução de tais equações se dá numericamente através de algoritmos iterativos.

A Figura 4.10 representa na forma de um fluxograma os passos acima.

5 Transformadas

Este capítulo inicia com um estudo comparativo quanto à resolução no tempo e na frequência das transformadas de Fourier, Fourier dependente do tempo e wavelet, a fim de justificar a escolha da transformada wavelet como sendo a mais adequada no contexto deste trabalho. Em seguida será justificada a escolha da base wavelet mais adequada para a localização das características de interesse do sinal de eletrocardiograma e do sinal fotopletismográfico.

5.1 Transformação de Domínio dos Sinais

Um sinal representado no domínio do tempo apresenta muitas características que não são perceptíveis ou encontram-se “escondidas”. A transformada de um sinal pode ser descrita como a sua representação em um outro domínio. Em se tratando da análise pode-se dizer que a representação em outro domínio tem por objetivo ressaltar características do sinal que não são assim tão óbvias no domínio original (normalmente do tempo) (POULARIKAS, 1995).

5.2 Transformada de Fourier

A transformada de Fourier (TF) realiza o mapeamento de um sinal do domínio do tempo para o domínio da frequência. A transformada de Fourier e sua inversa são definidas pelas Equações (5.1) e (5.2).

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \cdot e^{-j2\pi ft} dt \quad (5.1)$$

$$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S(f) \cdot e^{j2\pi ft} df \quad (5.2)$$

Aplicando-se a identidade de Euler na equação (5.2) esta pode ser reescrita como a equação (5.3).

$$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S(f) \cdot (\cos 2\pi ft + j \sin 2\pi ft) df \quad (5.3)$$

A equação (5.3) pode ser assim interpretada: Um sinal no domínio do tempo pode ser representado por um conjunto infinito de senos e co-senos de diferentes frequências e amplitudes.

Ao compor a base com funções independentes do tempo e localizadas em frequência, Fourier conseguiu uma representação do sinal puramente no domínio da frequência. Esta representação, ainda que eficiente na extração de parâmetros do sinal, não é mais válida quando há a necessidade do encadeamento temporal destas características (tal qual em sinais não-estacionários ou com descontinuidades).

No entanto, o sinal de ECG e o sinal de PPG, fontes de informação neste trabalho, possuem parâmetros que variam com o tempo, uma vez que se trata de sinais de natureza não-estacionária. Se nos restringirmos ao caso do ECG observa-se que o complexo QRS possui componentes de alta frequência enquanto que as ondas T e P possuem componentes de baixa-frequência. Podemos concluir que a localização temporal das componentes de frequência que compõem o ECG é bastante desejável. Desta maneira justifica-se a utilização de representações destes sinais no domínio tempo-frequência.

5.3 Transformada de Fourier Dependente do Tempo

A primeira adaptação da TF frente a essas limitações foi efetuada por Garbor, ao adaptar uma janela $g(t)$ de extensão limitada e centrada no tempo τ sobre o sinal $x(t)$ a ser analisado. Surgiu então a transformada de Fourier dependente do tempo (STFT), descrita pela equação (5.4).

$$STFT(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot g(t - \tau) \cdot e^{-2\pi j f t} dt \quad (5.4)$$

A janela pode ser interpretada como um banco de filtros com cada filtro passa-faixa centrado na frequência f . Ou ainda, a janela limita a extensão do sinal a ser analisado, de modo que em um dado intervalo t este possa ser considerado satisfatoriamente estacionário e a contribuição de todas as frequências sejam calculadas (Figura 5.1).

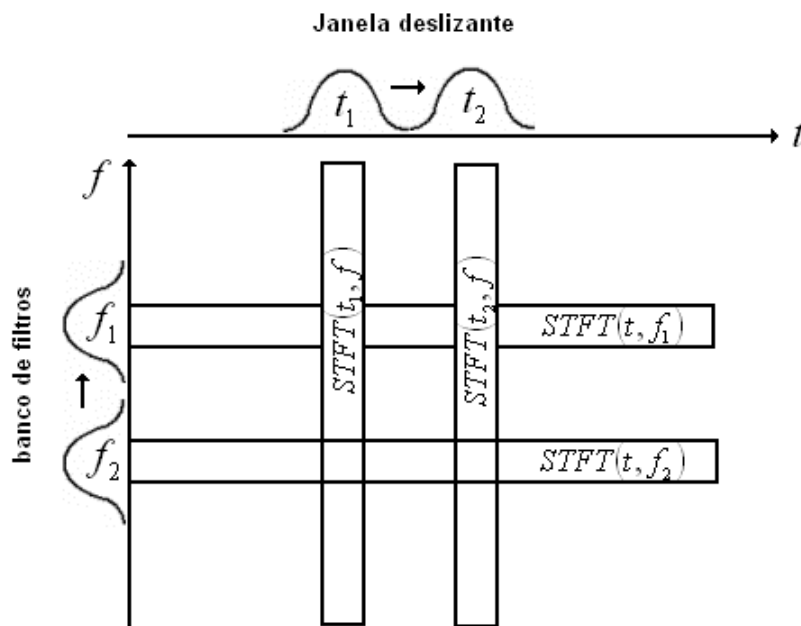


Figura 5.1 - STFT no plano tempo-frequência. Destacam-se duas interpretações: sucessão de transformadas de Fourier de segmentos do sinal (linhas verticais); análise modulada em um banco de filtros (linhas horizontais).

No entanto, as resoluções na frequência e no tempo não podem ser arbitrárias, pois o seu produto é limitado pelo Princípio da Incerteza de Heisenberg (MALLAT, 1999). Uma vez escolhida a função janela e seu comprimento, as resoluções são fixas. Tal fato gera “aliasing” das componentes de alta e baixa frequências do sinal original que não se enquadram no tamanho da janela.

A STFT divide o plano tempo-frequência em porções de dimensões regulares e constantes, analisando em frequências altas com as mesmas resoluções que analisa frequências

baixas (FARIA, 1997). A Figura 5.2 ilustra as janelas de análise no plano tempo-frequência para a STFT.

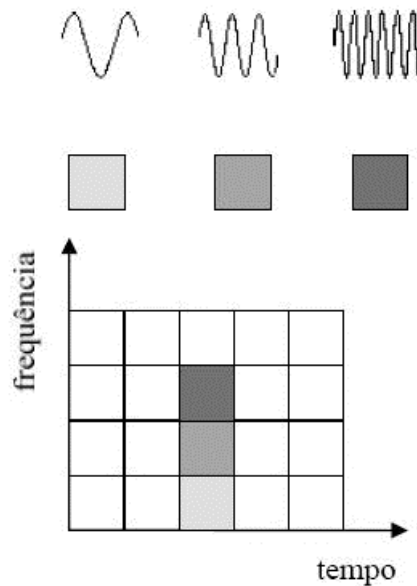


Figura 5.2 – Janela de análise no plano tempo-frequência da STFT. Adaptado de (FARIA, 1997).

5.4 Transformada Wavelet

A transformada wavelet (TW) é eficiente na análise local de sinais não estacionários e com transientes rápidos. As resoluções no tempo e frequência na TW são variáveis e não fixas como na STFT. A análise de sinais de alta frequência é realizada com janelas estreitas enquanto que em baixas frequências é feita com janelas largas (POULARIKAS, 1995).

A principal diferença entre a STFT e a TW está na base da transformada; no caso da TW a base é uma função de comprimento finito (ou bem localizadas) no tempo $\psi(t)$. Essa função é chamada de função-mãe. Outras funções (denominadas de funções-filhas) podem ser criadas a partir do escalonamento da função-mãe. A fim de que estas funções-filhas englobem todo o eixo do tempo é permitida a sua translação ao longo deste eixo. As funções-filhas resultantes $\psi(t)$ são representadas em (5.6).

$$\psi_{ab} = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (5.6)$$

A constante $\frac{1}{\sqrt{|a|}}$ é incluída em (5.6) para a normalização da energia. Caso a $\psi(t)$ obedeça a certas condições discutidas abaixo, passa a ser denominada “wavelet-mãe”. Do mesmo modo $\psi_{ab}(t)$, são as “wavelet-filhas”. Tais funções são a base da transformada wavelet contínua (TWC), computada em (5.7) de forma similar à TF.

$$CWT(a,b) = \langle f(t), \psi_{ab} \rangle = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (5.7)$$

Seja $\psi(t)$ uma wavelet-mãe. Para que possa dar origem a uma família de wavelets exige-se que:

- A função wavelet seja absolutamente integrável:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt < \infty \quad (5.8)$$

- Possua energia finita:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty \quad (5.9)$$

- Satisfaça a condição de admissibilidade a qual é proposta da seguinte maneira:

Seja $\hat{\psi}(\omega)$ a transformada de Fourier de $\psi(t)$, ou seja:

$$\hat{\psi}(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) e^{-i(\omega)t} dt \quad (5.10)$$

A seguinte condição precisa ser seguida:

$$C_{\psi} = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (5.11)$$

logo,

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (5.12)$$

Isto implica que a função $\psi(t)$ seja oscilatória e não possua componente contínua (DC=0) (SAHAMBI *et al.*, 1997).

A transformada wavelet permite a cobertura do plano tempo-frequência com resolução temporal (e frequencial) nas faixas de baixa frequência diferente da resolução em altas frequências. A Figura 5.3 ilustra as janelas de análise no plano tempo-frequência para a WT. A resolução no plano tempo-frequência para as wavelets é mais fina no tempo para altas frequências, e mais sintonizada ou seletiva em frequência para baixas frequências.

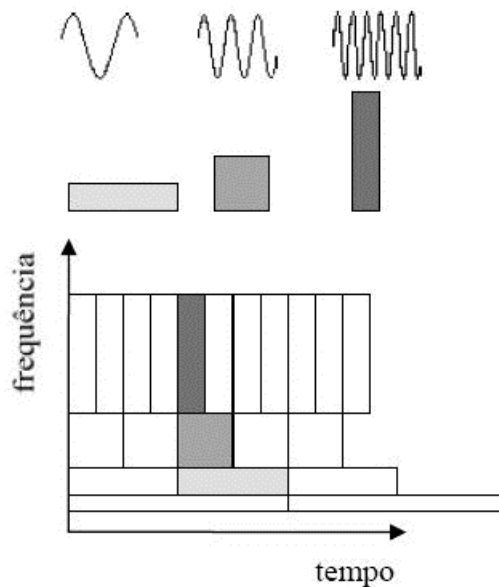


Figura 5.3 - Resolução tempo-frequência da TW. Adaptado de (FARIA, 1997).

Quando se analisa frequências mais altas a resolução temporal é mais fina do que quando se analisa em frequências mais baixas. Já a resolução em frequência fica melhor nas frequências mais baixas, onde a segmentação do espectro é mais fina e resolvida do que em altas frequências. A Figura 5.4 ilustra a segmentação dos espectro para a TW e STFT (FARIA, 1997).

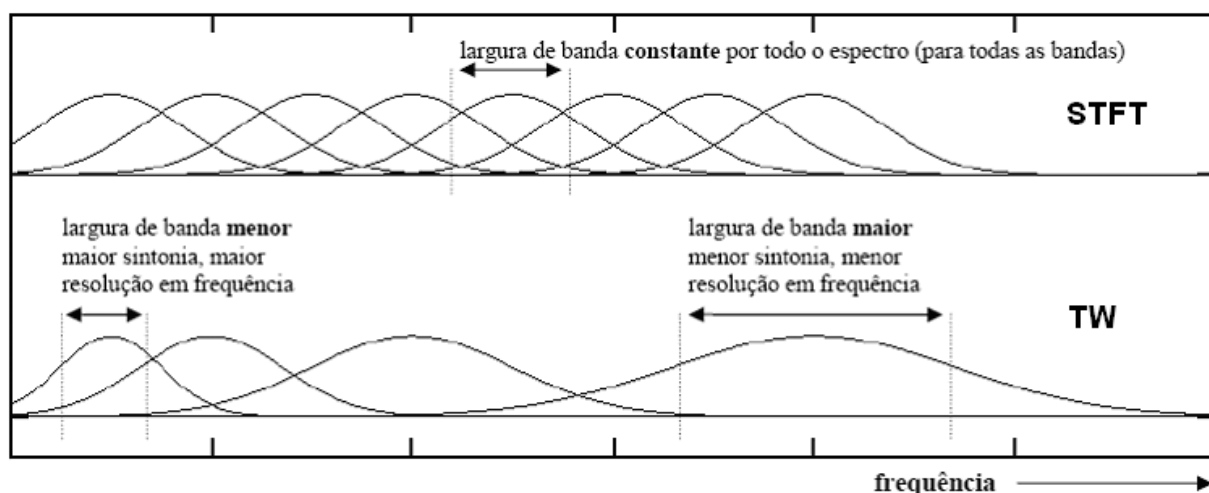


Figura 5.4 – Cobertura do espectro de frequência da STFT e TW. Adaptado de (FARIA, 1997).

5.4.1 Análise Wavelet e Detecção de Características

Do ponto de vista prático existem essencialmente apenas dois tipos de decomposição wavelet, a saber:

- As redundantes – Transformada Wavelet Contínua (TWC);
- As não redundantes – Bases wavelet ortogonais, semi-ortogonais e biortogonais.

O primeiro tipo é usualmente preferido para a análise de sinais, extração de características e em tarefas que envolvam detecção (UNSER & ALDDROWB, 1996). O segundo tipo é adequado quando se deseja a compactação de dados ou quando a ortogonalidade da representação seja algo importante (UNSER & ALDDROWB, 1996). Neste

estudo nos limitaremos a abordar a utilização da TWC devido a sua simplicidade, passo fundamental neste primeiro contato com TW.

5.4.2 Detecção do Complexo QRS

O complexo QRS é a mais importante forma de onda dentro do eletrocardiograma, uma vez que ela reflete a atividade elétrica do coração durante o período de contração ventricular.

Devido a sua forma característica, ela é usada como base para algoritmos de determinação da frequência cardíaca; como ponto de partida para algoritmos que classificam as formas de onda; bem como para algoritmos de análise automática do ECG (SCHUCK, 2003).

Softwares para a detecção do complexo QRS têm sido aprimorados pelos últimos 30 anos. A evolução dos algoritmos utilizados está intrinsecamente ligada à evolução na tecnologia de computadores ao longo deste período. O número de operações por segundo que o processador de um computador é capaz de executar evoluiu de 41 milhões de operações com números inteiros por segundo (MIPs), em 1992 (Intel 486 - 50 MHz), para 9787 MIPs, em 2003 (Intel Pentium 4 - 3,2 GHz) (INTEL, 2004).

A carga computacional determinava a complexidade e conseqüentemente o desempenho dos algoritmos, no entanto, atualmente o desempenho da detecção passou a ser o objetivo principal uma vez que a carga computacional passou a ser cada vez menos importante; sendo que, provavelmente a única exceção a esta tendência é o desenvolvimento de algoritmos detectores de QRS para operar em dispositivos alimentados a bateria aonde a preocupação com o baixo consumo de energia é determinante (KÖHLER *et al.*, 2002).

5.4.3 Escolha da Base Wavelet no Cálculo da TWC

A escolha de determinada wavelet para análise ainda é arbitrária, apesar dos vários estudos sobre a otimização de funções. A transformada wavelet pode atuar, dentre outras formas, ressaltando localmente os detalhes do sinal (efetuando um "zoom"), detectando bordas e singularidades ou reconhecendo padrões.

Quando a wavelet analisa ondas lentas como a onda T, wavelets longas são necessárias e a resolução em frequência é boa. Enquanto que, para ondas rápidas como o complexo QRS, wavelets curtas fornecem melhor descrição do sinal no tempo. Em outras palavras: a resolução no tempo é boa, porém a resolução em frequência é pobre.

Como um microscópio pode focalizar um detalhe em uma lâmina, a forma da wavelet pode ser adaptada para focalizar um componente específico do ECG.

Com o objetivo de diferenciar o complexo QRS do restante do sinal de ECG e tendo em mente que a transformada wavelet de um sinal pode ser entendida como a correlação entre o sinal e a base wavelet, procedeu-se à escolha de uma base com perfil similar ao complexo QRS. Assim, a função derivada segunda de uma gaussiana (chapéu mexicano) ficou sendo a escolha mais adequada (BURKE & NASOR, 2001). Ver a equação (5.14) e a Figura 5.6(c).

A Figura 5.5, ilustra passo, a passo o processo de obtenção do plano tempo-escala, usando-se um conjunto de wavelet-filhas (wavelets de análise), versões dilatadas e deslocadas de uma função wavelet mãe do tipo “chapéu mexicano” e o sinal de ECG de um indivíduo saudável (Figura 5.5(a)). Cada wavelet de análise é primeiro multiplicada ao sinal de ECG. Os coeficientes wavelet são então obtidos, a partir da integral das curvas resultantes (cálculo da área sob a curva). Os coeficientes são então colocados no espaço tempo-escala fornecendo uma representação tridimensional (Figura 5.5(b)) (COURDEC, 1998).

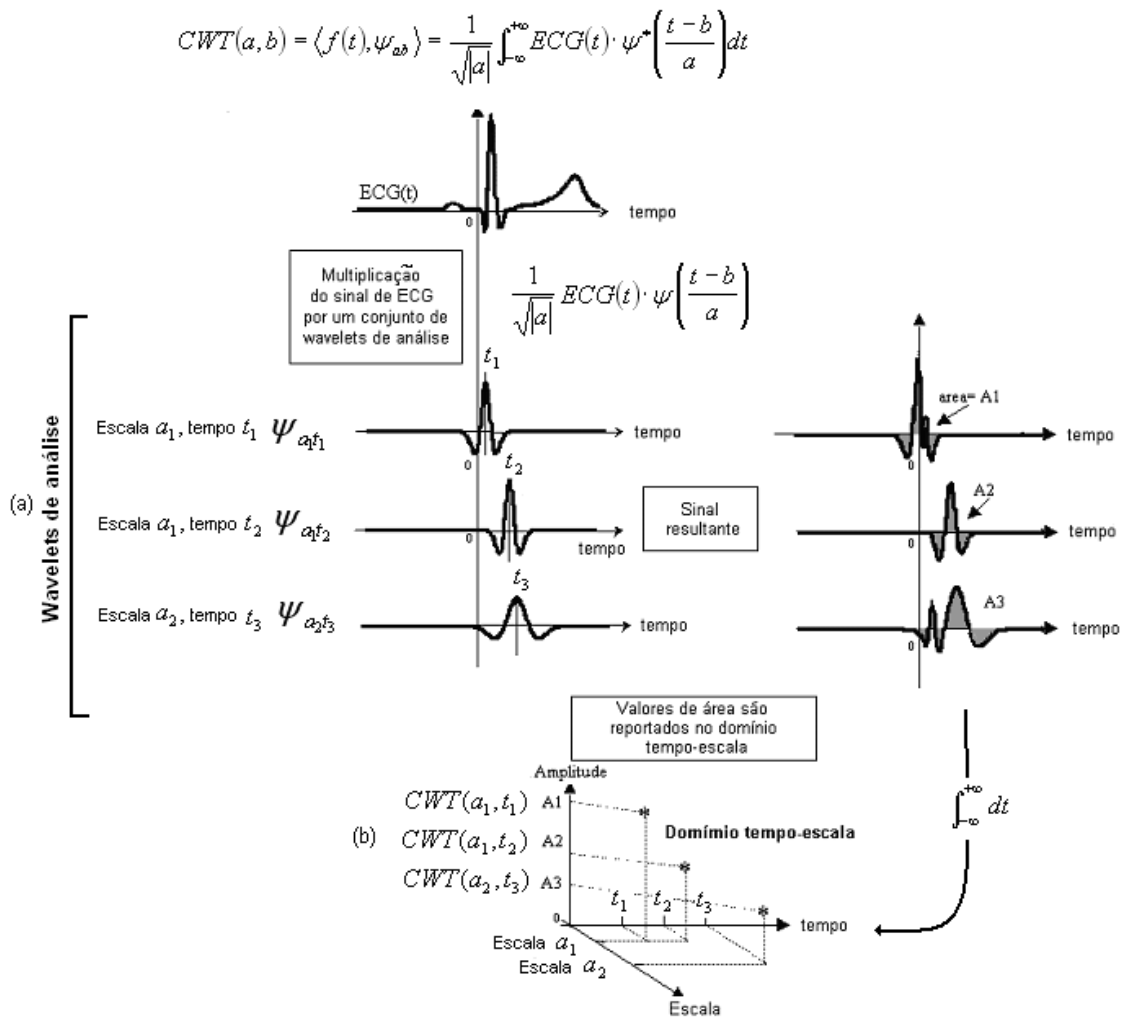


Figura 5.5 – (a) Versões deslocadas no eixo do tempo e dilatadas de uma função wavelet derivada segunda de uma gaussiana. (b) Domínio tempo-escala obtido a partir da análise do ECG. Adaptado de (COUDERC, 1998).

5.4.4 A Base Wavelet Chapéu Mexicano

A equação (5.12) descreve a função gaussiana (Figura 5.6(a)).

$$y = e^{-x^2} \quad (5.12)$$

A equação (5.13) descreve a derivada primeira de (5.12) (Figura 5.6 (b)).

$$y = -2x \left(\frac{2}{\pi} \right)^{\frac{1}{4}} e^{-x^2} \quad (5.13)$$

A equação (5.14) descreve a derivada segunda de (5.12) também conhecida como função chapéu mexicano. A função chapéu mexicano encontra-se ilustrada na Figura 5.6(c).

$$y = \left(\frac{2}{\sqrt{3}\pi^{\frac{1}{4}}} \right) \exp\left(\frac{-x^2}{2}\right) (1 - x^2) \quad (5.14)$$

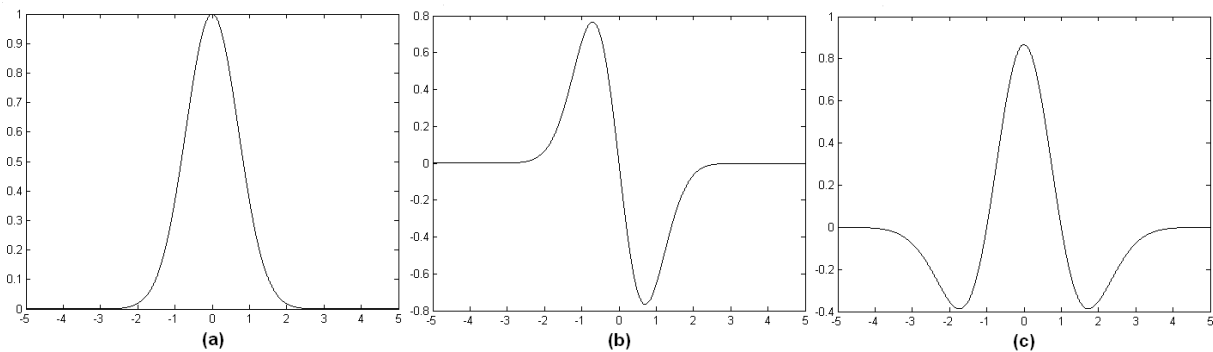


Figura 5.6 – (a) Função gaussiana. (b) Função derivada primeira de (a). (c) Função derivada segunda de (a).

5.4.5 Pontos de Máximo da TWC

A contribuição, dada a energia total do sinal, na escala a e localização b é dada por (5.15).

$$E(a, b) = |T(a, b)|^2 \quad (5.15)$$

A energia total contida no sinal pode ser encontrada através de sua transformada wavelet (5.16).

$$E = \frac{1}{C_g} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{a^2} |T(a, b)|^2 da db \quad (5.16)$$

A contribuição, dada a energia total do sinal, na escala a é dada por (5.17) (LEGARRETA *et al.*, 2003).

$$E(a) = \int_{-\infty}^{+\infty} |W_{\psi, s}(a, b)|^2 db \quad (5.17)$$

Isto pode ser compreendido como a variância da transformada na escala a . A magnitude da variância irá atingir um valor máximo quando a wavelet e o sinal forem coerentes, isto é, quando os dois possuírem componentes de frequência similares em posições similares no tempo. Localizar os pontos de máximo ao longo de diferentes escalas fornece um meio de determinar as escalas e translações em que a estrutura do sinal apresenta coerência com a forma da wavelet (BURKE & NASOR, 2001).

Na prática, a transformada wavelet contínua é calculada discretizando tanto a escala a quanto o deslocamento b . A discretização de b se dá segundo o intervalo de amostragem (Ta), neste caso $Ta = 4ms$, a discretização da escala a se dá segundo passos inteiros.

Um ponto (a_0, t_0) no plano tempo-escala é referenciado como um ponto de máximo se satisfaz as condições (5.18) e (5.19).

$$|W_{\psi, s}(a_0, t_0)| > |W_{\psi, s}(a_0, t)| \text{ para } t < t_0 \quad (5.18)$$

e

$$|W_{\psi, s}(a_0, t_0)| \geq |W_{\psi, s}(a_0, t)| \text{ para } t > t_0 \quad (5.19)$$

De modo que:

$$\frac{\partial}{\partial t} \left| W_{\psi,s}(a,b) \right|_{a_0,t_0} = 0 \quad (5.20)$$

O módulo máximo pode ser imaginado como um ponto no plano tempo-escala em que tanto o sinal a ser analisado e a wavelet de análise possuem máximo local (BURKE & NASOR, 2001).

A Tabela 5.1 ilustra as frequências de corte F_c inferior e superior dos filtros passa-faixas wavelet do tipo chapéu mexicano para as escalas no intervalo de 1 a 8 e frequência de amostragem $F_a = 250\text{Hz}$. A Figura 5.7 exibe o espectro das ondas que compõem o sinal de ECG, assim como o espectro do ruído comumente encontrado.

Tabela 5.1 – Banco de filtros passa faixas para a wavelet chapéu mexicano em diferentes escalas e com as respectivas frequências de corte.

Escala	F_c inferior – 3db(Hz)	F_c superior – 3db(Hz)
1	25,3	89,5
2	10,2	50,9
3	6,1	35,7
4	4,2	27,5
5	3,2	22,5
6	2,5	19,0
7	2,1	16,5
8	1,7	14,6
16	0,7	7,7

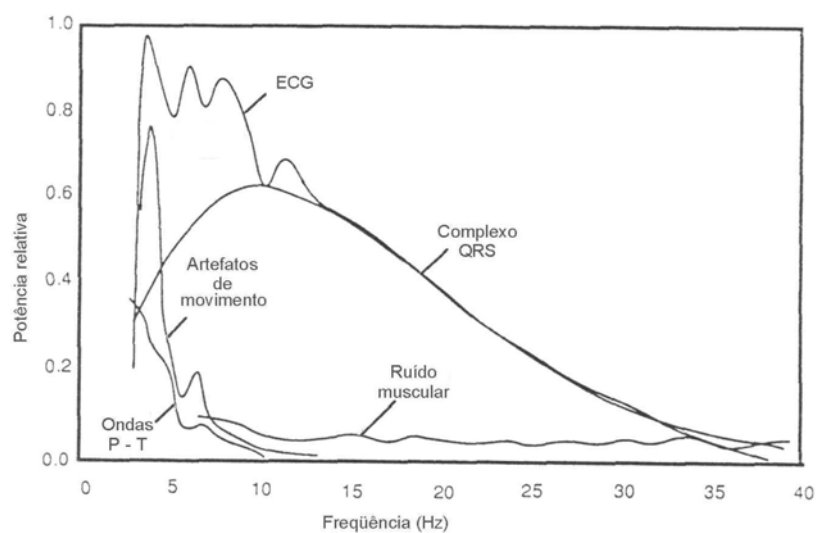


Figura 5.7 – Espectro de potência das diferentes ondas que compõem o sinal de Eletrocardiograma. Adaptado de (AFONSO, 1995).

6 Metodologia

Este capítulo inicia apresentando uma visão geral do Sistema de Monitoração em Reabilitação Cardíaca (SMRC). Em seguida apresenta-se o detalhamento da etapa de desenvolvimento de *software* deste sistema, o qual envolve o desenvolvimento da interface, algoritmos de controle e comunicação e de processamento digital de sinais.

A Figura 6.1 ilustra o SMRC. Cada paciente engajado no programa de reabilitação cardíaca conta com um módulo preso junto ao corpo (iremos nos referir a este como Módulo Paciente, MP), responsável pela aquisição e condicionamento dos sinais de ECG e PPG e pelo envio destes sinais por telemetria. Junto ao computador encontra-se o Módulo Base (MB), responsável pelo gerenciamento da rede de rádio e envio dos dados coletados de cada um dos paciente para o computador (PAIM *et al.*, 2004).

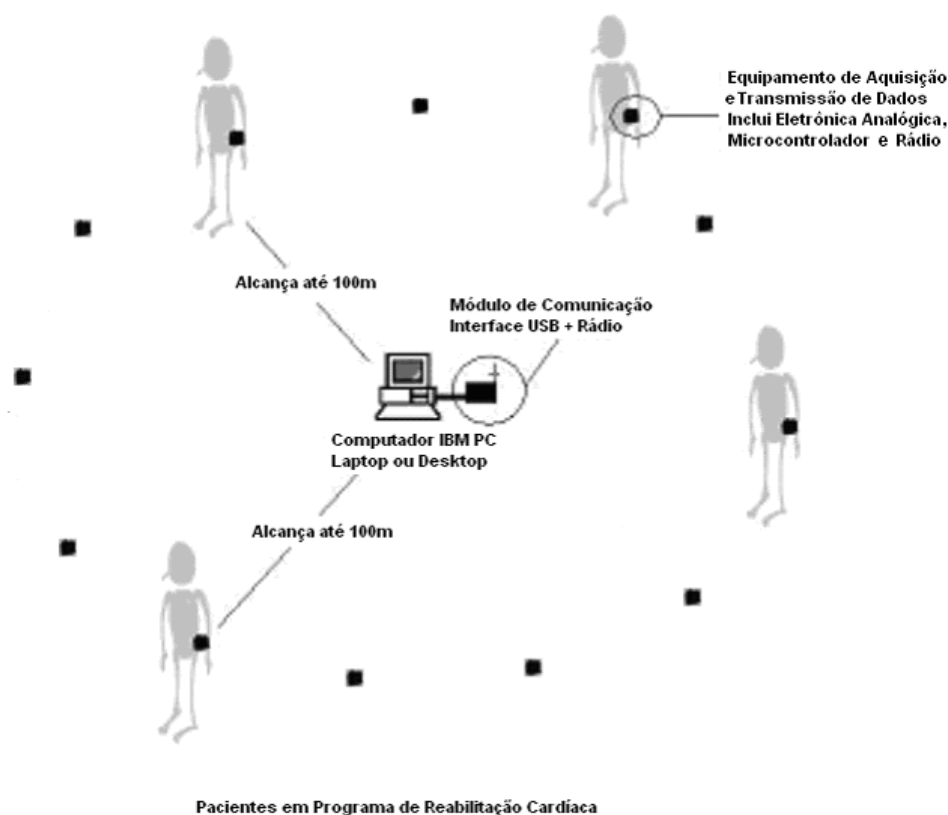


Figura 6.1 – Quatro Módulos Paciente se comunicam com o Módulo Base formando uma rede *wireless* dentro de um raio de até 100m.

A Figura 6.2 apresenta em forma gráfica uma visão geral dos objetivos da etapa de *software* do sistema. O computador é responsável por decodificar os pacotes de dados recebidos do MB (Figura 6.2(b)), por exibir o traçado de ECG de cada um dos pacientes na tela do computador em tempo real (Figura 6.2(a)), pelo processamento dos sinais de ECG e PPG para extração dos parâmetros quantitativos de frequência cardíaca, depressão do segmento ST e pressão arterial e por armazenar os sinais de ECG e PPG no disco rígido (HD) do computador (Figura 6.2(c)).

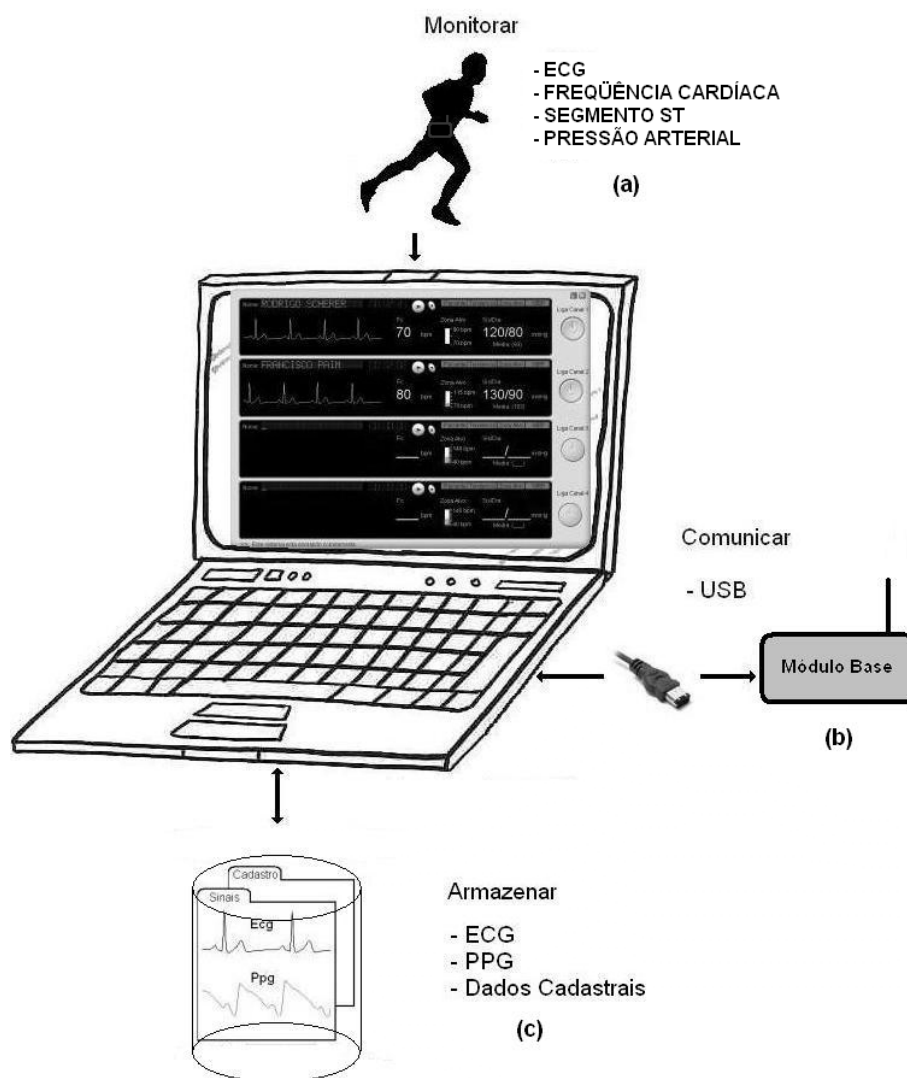


Figura 6.2 – Sistema de monitoração e análise. (a) Exibição do Traçado do ECG, Frequência cardíaca, depressão do segmento ST e da pressão arterial. (b) Envio e recepção de pacotes ao MB. (c) Armazenamento dos sinais de ECG e PPG e dos dados cadastrais de cada paciente.

6.1 Diagrama de Blocos do Software Implementado

O sistema SMRC conta com a utilização de quatro *threads*⁴. A *thread* principal do processo e de maior prioridade é a responsável por verificar a chegada de dados na porta USB do computador. Em caso de chegarem dados, ela é responsável pela leitura e sincronia (identificação do início e do fim de cada pacote de dados) e pela interpretação de cada pacote, *i.e.*, identificar à qual MP pertence cada pacote e armazenar na memória respectiva do computador (*Buffer*⁵) o sinal adquirido correspondente. A Figura 6.3 exibe o diagrama de blocos da *thread* de leitura e interpretação de pacotes.

⁴ *thread*: Processo de execução de parte de um aplicativo.

⁵ *buffer*: Área da memória do computador usada para armazenamento temporário de dados.

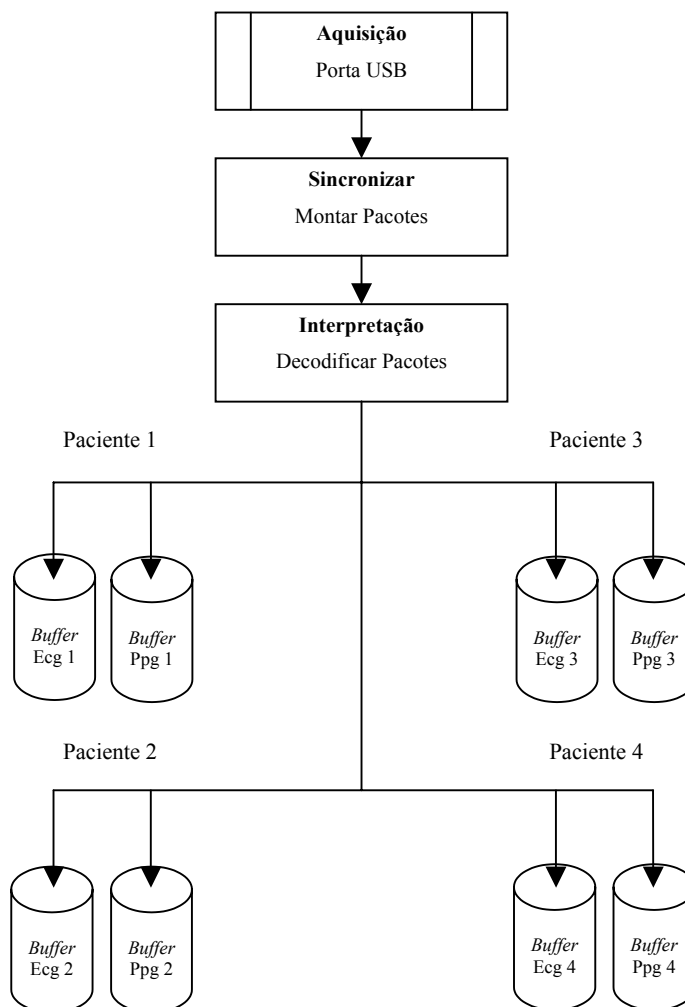


Figura 6.3 – Thread de leitura e interpretação de pacotes. Cada pacote de dados proveniente dos módulos paciente é interpretado e os sinais fotopletismográfico e eletrocardiográfico são armazenados na memória do computador correspondente a cada um dos quatro módulos paciente.

Uma segunda *thread* compartilha a mesma área de memória e é responsável por exibir o traçado do sinal ECG filtrado na tela do computador para cada um dos quatro pacientes e por exibir o traçado do sinal de PPG. A Figura 6.4 exibe o diagrama de blocos da *thread* de visualização.

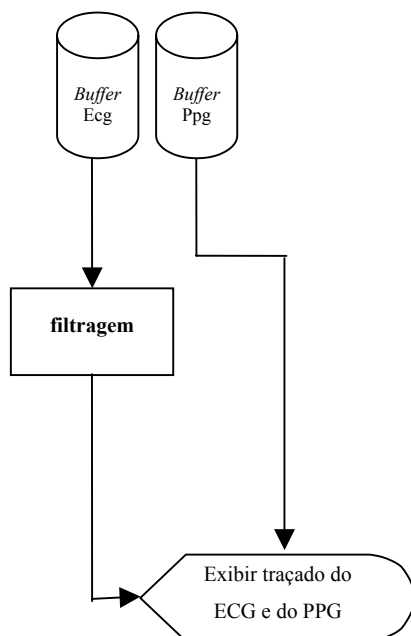


Figura 6.4 – Thread de visualização. O sinal eletrocardiográfico e fotopletismográfico de cada um dos módulos paciente é lido da memória correspondente e exibido na tela do computador. O sinal eletrocardiográfico antes de ser exibido é filtrado por um filtro digital de resposta finita passa-baixas com frequência de corte de 65 Hz e 33 coeficientes e o sinal fotopletismográfico é apenas exibido.

A terceira *thread* é responsável por retirar um trecho de tamanho determinado do *Buffer* de ECG e calcular *on-line* a frequência cardíaca e a depressão do segmento ST para cada um dos pacientes. A Figura 6.5 ilustra o diagrama de blocos da *thread* de ECG.

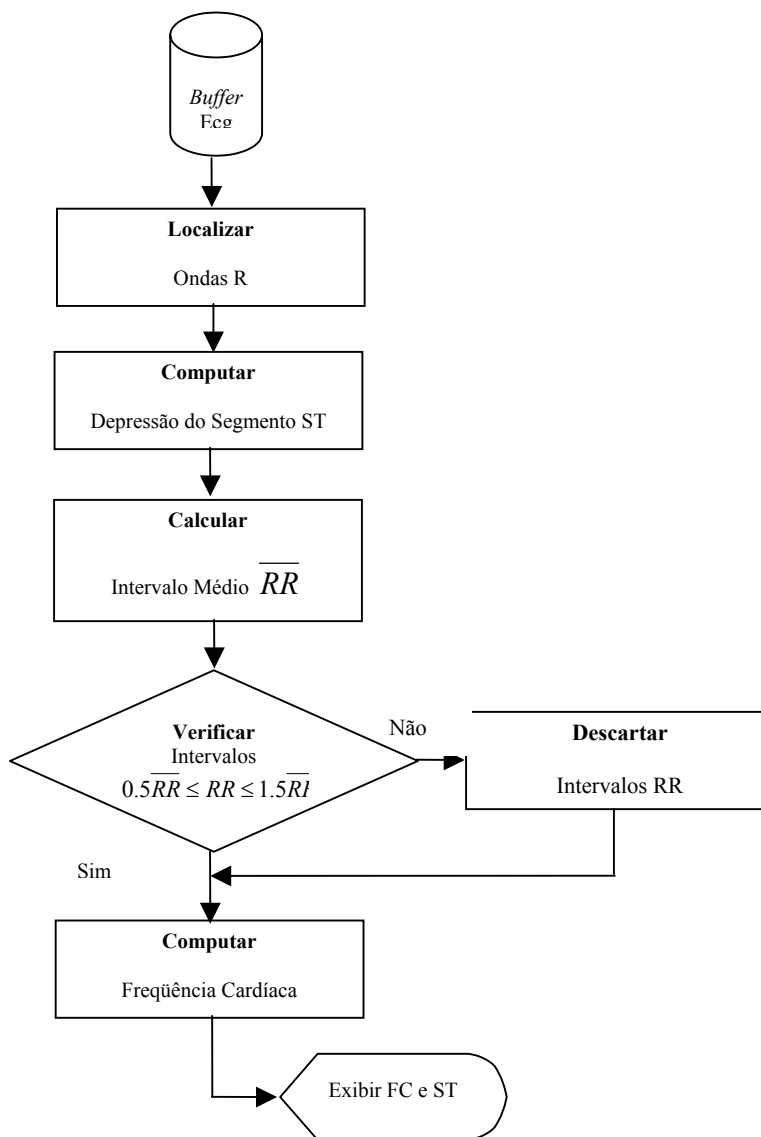


Figura 6.5 – Thread de ECG. O sinal eletrocardiográfico de cada um dos módulos paciente é lido da memória correspondente. Os locais de ocorrência das ondas R são localizados e a frequência cardíaca computada a partir dos intervalos RR que estejam em acordo com a condição: $0.5\overline{RR} \leq RR \leq 1.5\overline{RR}$, onde \overline{RR} é a média amostral dos intervalos RR contidos no trecho lido.

A quarta *thread* é responsável por retirar um trecho de tamanho determinado do *Buffer* de PPG e calcular *on-line* a pressão arterial sistólica e diastólica para cada um dos pacientes. A Figura 6.6 exhibe o diagrama de blocos da *thread* do PPG.

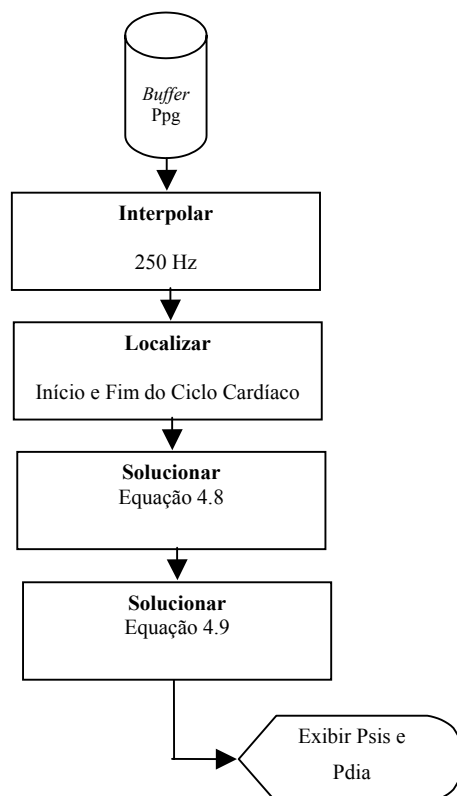


Figura 6.6 – Thread do PPG. O sinal fotopletismográfico de cada um dos módulos paciente é lido da memória do computador correspondente. O instante de ocorrência do pulso cardíaco é localizado e o ciclo cardíaco selecionado, a pressão arterial é então estimada através das equações (4.8) e (4.9).

Os *buffers* utilizados para a armazenagem temporária dos sinais de ECG para cada um dos pacientes conta com 864.000 posições o que é o suficiente para armazenar uma hora do sinal de ECG. Já os *buffers* para a armazenagem dos sinais de PPG para cada paciente contam com 432.000 posições o que é o suficiente para uma hora de armazenagem do sinal de PPG. Cabe ressaltar que são *buffers* circulares, *i.e.*, caso o índice atinja a última posição, a próxima posição passa a ser zero. A Figura 6.7 ilustra o formato dos *buffers*. Observa-se que cada *thread* conta com um ponteiro para a área de memória correspondente.

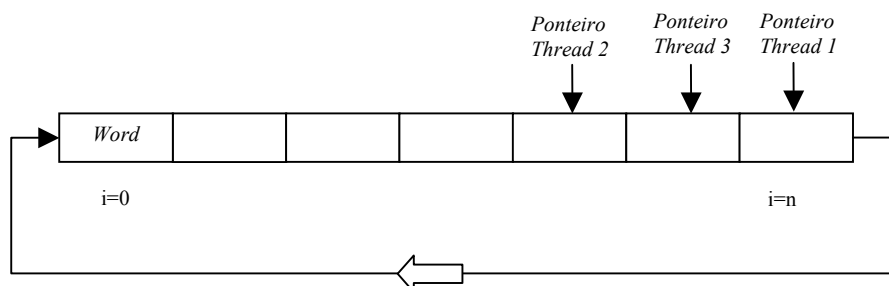


Figura 6.7 – Buffer na memória do computador. Após a posição de escrita no *Buffer* (*i*) atingir a posição $i=n$ a próxima posição de escrita será a posição zero. Cada *thread* de leitura possui um ponteiro para esta área de memória.

6.2 Comunicação Entre o Computador e o Módulo Base

Procuramos um meio físico de comunicação que atendesse aos requisitos do projeto e oferecesse expectativas de uma vida útil prolongada.

6.2.1 Porta Universal Serial Bus

A interface de comunicação entre o computador e periféricos *Universal Serial Bus* (USB) vem ganhando cada vez mais interesse por parte dos fabricantes de computadores em detrimento das portas serial e paralela, estas praticamente extintas. Assim, optou-se pela utilização da porta USB como via de comunicação entre o PC e o MB. A porta USB conta com alta taxa de transferência de dados (8 Mbps para o padrão USB 1.1), além de fornecer até 500 mA de corrente a 5 V de tensão, tornando possível a alimentação de periféricos diretamente a partir da placa mãe do computador.

A melhor solução USB encontrada para estabelecer a comunicação entre o computador e o módulo-base recai sobre a proposta oferecida pela empresa *Future Technology Devices International* (FTDI). A empresa é fabricante do módulo FTDI 245BM. Tal componente é um conversor paralelo para USB. A principal vantagem deste componente recai sobre a disponibilidade de *drivers*⁶ para diversos sistemas operacionais, incluindo o Windows XP da

⁶ *driver*: Um programa que determina como o computador irá se comunicar com os dispositivos periféricos.

Microsoft, além do Linux com núcleo versão 2.4.20 ou superior ou ainda Mac OS-X, isentos do pagamento de *royalties* (FUTURE TECHNOLOGY DEVICES INTERNATIONAL, 2005).

6.2.2 Protocolo de Comunicação

A troca de informações entre o computador e o MB via porta USB se dá sob a forma de pacotes de dados. Cada pacote de dados é composto por um vetor de caracteres ASCII. A delimitação de cada pacote é feita através de caracteres específicos que indicam o início e o de fim do pacote. Cada mensagem inicia com o caracter “dois pontos” (: ou 3A em hexadecimal) e termina com o caracter “ponto e vírgula” (; ou 3B em hexadecimal). O conteúdo dos outros campos são hexadecimais de 0-F (codificados em ASCII). A Figura 6.8(a) ilustra o formato dos pacotes.

Cada campo de dados que compõe o pacote tem um significado específico, como pode ser observado na Figura 6.8 (b), nele há campos que trazem informações sobre a tensão da bateria da fonte de alimentação dos MPs, o ganho dado ao canal de ECG e os sinais de ECG e PPG digitalizados.

Cada amostra do sinal de ECG é codificada em 10 bits, como $2^{10} - 1 = 1023$ e $1023_{(10)} = FFF_{(16)}$, logo são necessários 3 caracteres ASCII para a codificação de cada amostra. A Figura 6.8(c) ilustra o formato de cada amostra presente dentro do campo de dados.

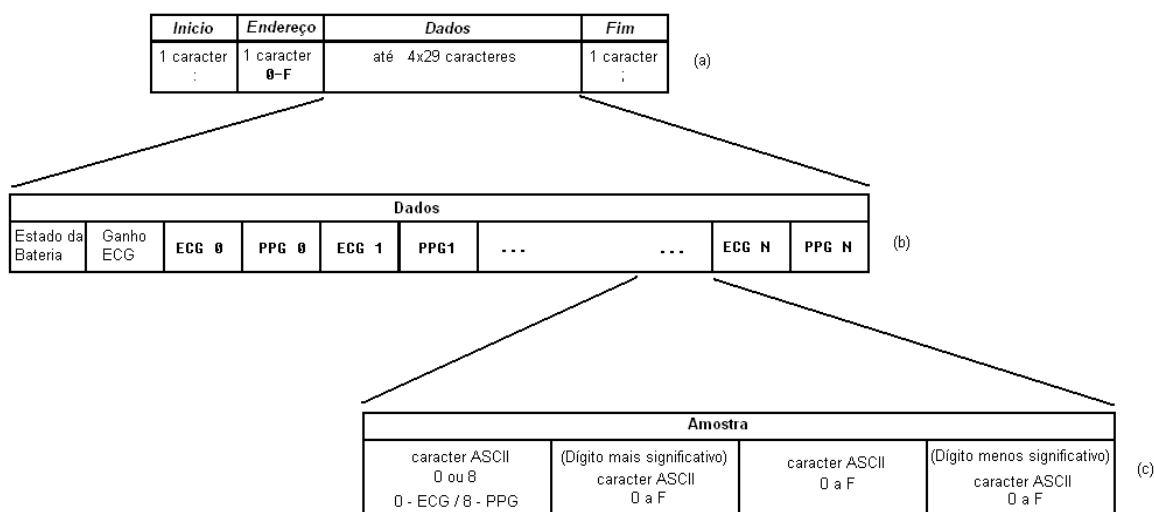


Figura 6.8 – (a) Formato do pacote (b). Formato dos dados (c). Formato de cada amostra.

O *buffer* de recepção da porta USB é continuamente monitorado em busca do caracter dois pontos. Quando o caracter dois pontos é recebido, os demais caracteres são concatenados até que o caracter ponto e virgula seja recebido. Após o pacote ter sido inteiramente recebido, ele segue para a interpretação. A Figura 6.9 ilustra a máquina de estados de recepção e transmissão de pacotes e mostra a maneira como os pacotes são recebidos e transmitidos.

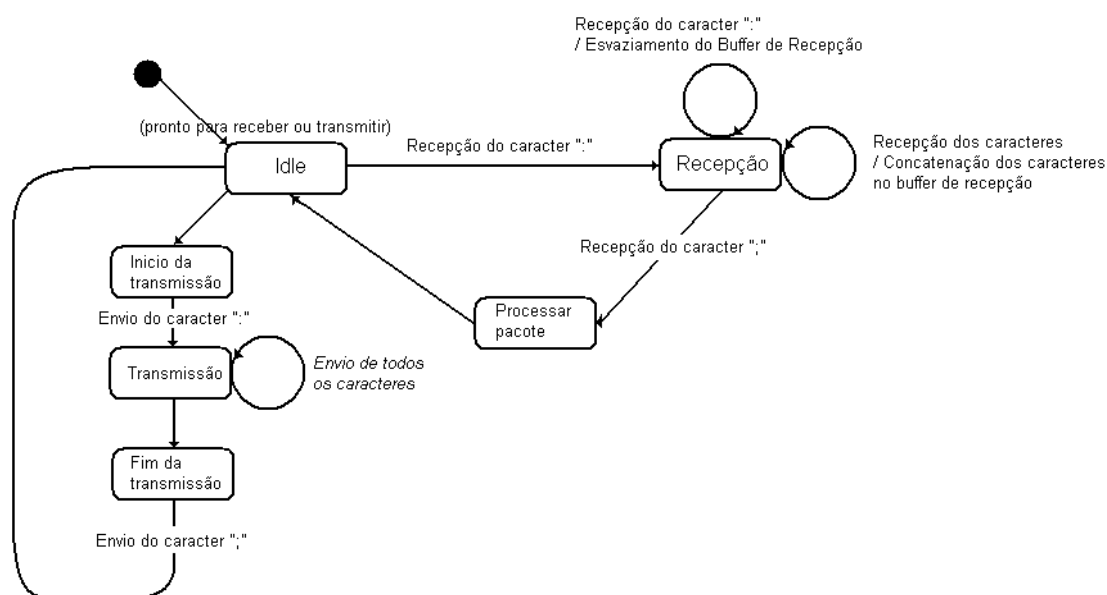


Figura 6.9 - Máquina de estados de transmissão e recepção de pacotes na comunicação com o Módulo Base.

6.3 Implementação da Transformada Wavelet Contínua

A transformada wavelet é realizada como um filtro de resposta impulsiva finita. Em sua forma mais simples, os coeficientes são obtidos analiticamente através da integração da função *wavelet* dada pela equação (6.1) (VRHEL, 1997).

$$q_{\alpha}(k) = \int_{k-1/2}^{k+1/2} \psi\left(\frac{t}{\alpha}\right) dt \quad (6.1)$$

onde α é o parâmetro de escala.

Para fins de demonstração veremos o processo de obtenção dos coeficientes do filtro que realiza a TWC derivada segunda de uma gaussiana, na escala um. Substituindo a equação (5.14) em (6.1) tem-se a equação (6.2).

$$q_1(k) = \left(\frac{1}{\sqrt{1}}\right) \left(\frac{2}{\sqrt{3}\pi^{1/4}}\right) \int_{k-1/2}^{k+1/2} \exp\left(-\frac{(t/1)^2}{2}\right) \left(1 - \left(\frac{t}{1}\right)^2\right) dt, \quad k = -5, \dots, 5 \quad (6.2)$$

onde k é o coeficiente do filtro.

A Figura 6.10 mostra o processo de obtenção dos coeficientes do filtro dado pela equação (6.2). Obtidos os coeficientes do filtro a transformada wavelet do sinal se resume a filtrar o sinal de interesse (ECG ou PPG) com o filtro obtido.

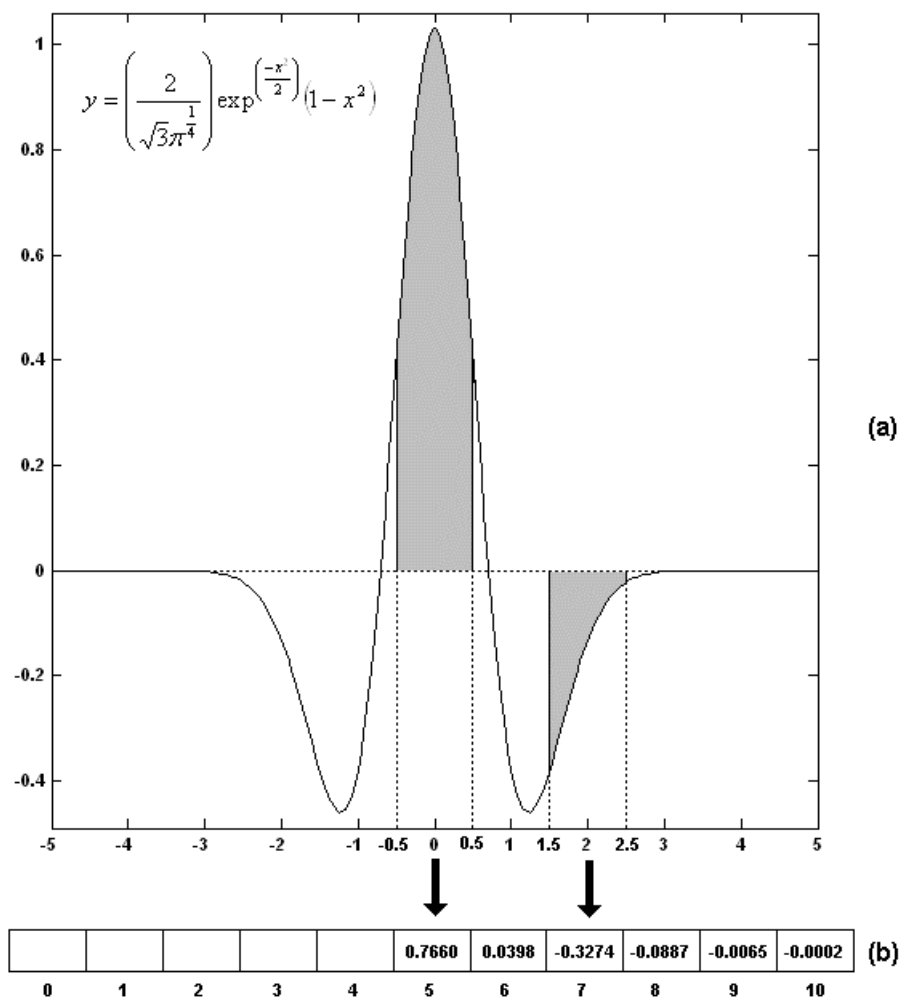


Figura 6.10 – Implementação do filtro wavelet. (a) Função derivada segunda de uma função gaussiana, sem dilatação. (b) Obtenção dos coeficientes que implementam a TWC derivada segunda de uma gaussiana para a escala um, a magnitude dos coeficientes é proporcional a área sob a curva.

As Figura 6.11 e Figura 6.13 ilustram os coeficientes do filtro FIR derivados a partir da equação (5.14). As Figura 6.12 e Figura 6.14 ilustram as respostas em frequência dos filtros obtidos; pode-se observar que os resultados são coerentes com o discutido no Capítulo 5.

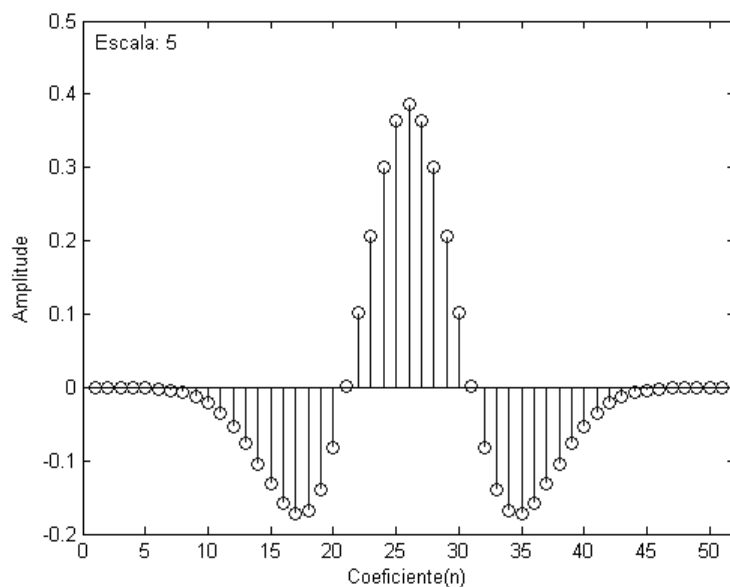


Figura 6.11 – Filtro FIR wavelet chapéu mexicano para a escala 5.

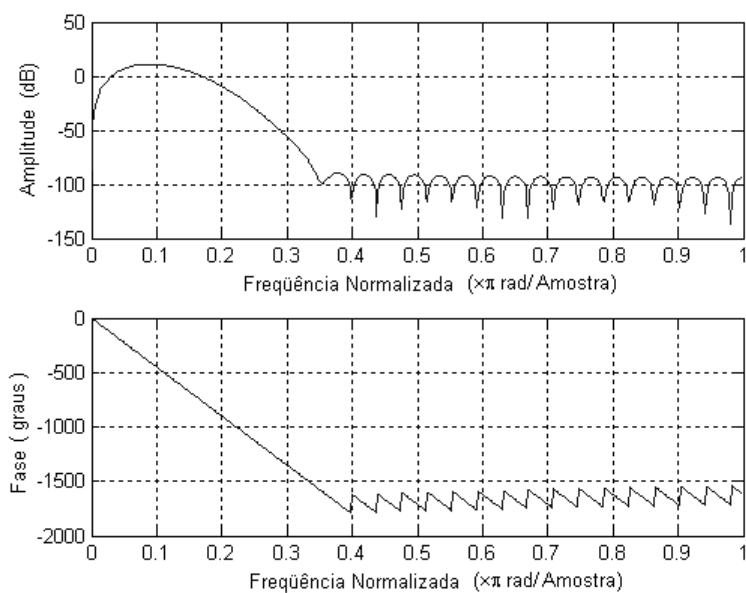


Figura 6.12 – Resposta em frequência do filtro FIR wavelet chapéu mexicano. Onde 1 corresponde à metade da frequência de amostragem, *i.e.*, 125 Hz para uma frequência de amostragem de 250 Hz.

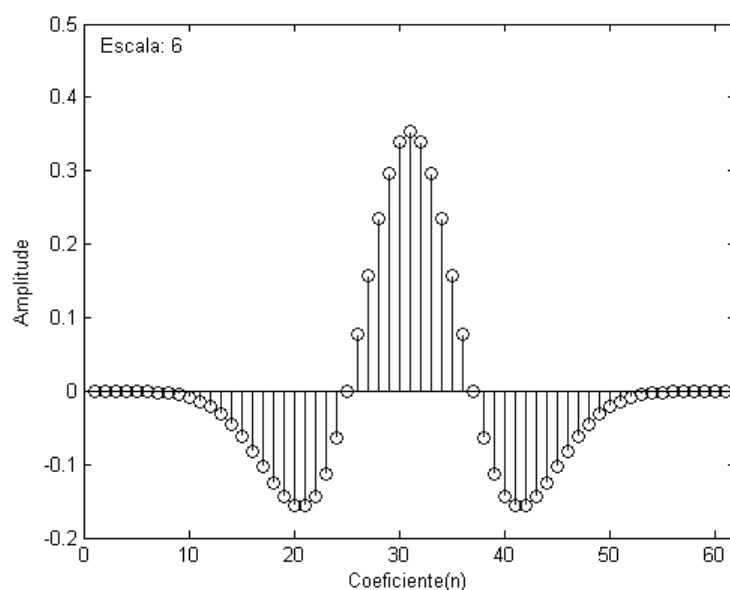


Figura 6.13 – Filtro FIR wavelet chapéu mexicano para a escala 6.

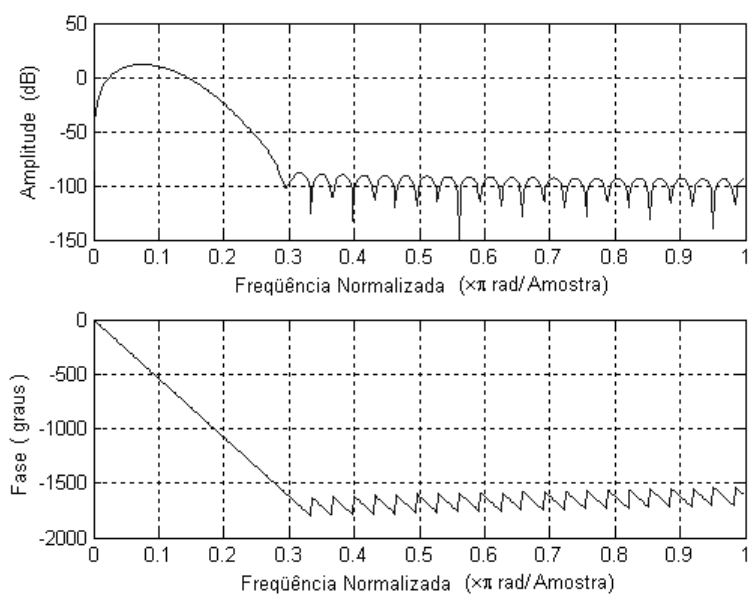


Figura 6.14 – Resposta em frequência do filtro FIR wavelet chapéu mexicano. Onde 1 corresponde à metade da frequência de amostragem, *i.e.*, 125 Hz para uma frequência de amostragem de 250 Hz.

6.4 Eletrocardiograma

A cada intervalo de tempo de 5 segundos um segmento de 10 segundos do sinal de ECG é retirado da fila de recepção. É realizada a detecção *on-line* do instante da ocorrência do complexo QRS e depressão do segmento ST.

6.4.1 Detecção do Complexo QRS

Tipicamente as componentes de frequência que compõem o complexo QRS situam-se dentro da faixa de 10 Hz a 25 Hz. Já o espectro de potência das ondas P e T situam-se no intervalo de 0,5 Hz a 10 Hz, flutuações na linha de base e artefatos de movimento situam-se na faixa de 0,5 Hz a 7 Hz (SAHAMBI, 1997).

Levando em consideração o espectro do complexo QRS e as bandas de passagem da TWC derivada segunda de uma gaussiana escolheu-se as escalas 5 e 6 como as ideais para a detecção do complexo QRS. Escalas maiores implicam em uma maior vulnerabilidade a artefatos de movimento (LEGARRETA, 2003).

O algoritmo utilizado para a detecção das ondas R do sinal de ECG está fundamentado nos conceitos de pontos de máximo do módulo da TWC e compreende os seguintes passos:

- PASSO 1 – Cálculo da TWC na escala 5. Uma máscara é aplicada para evitar os efeitos de borda;

- PASSO 2 – Elevar ao quadrado a TWC e posteriormente localizar os pontos de máximo que excedam um determinado limiar, escolhido como 30% do coeficiente de maior valor contido no intervalo;

- PASSO 3 - Os pontos de máximo restantes são possíveis ondas R. Se ocorrerem dois pontos de máximo dentro de um intervalo de 0,25 s (período refratário) é escolhido aquele que apresentar a maior amplitude como o local de ocorrência da onda R.

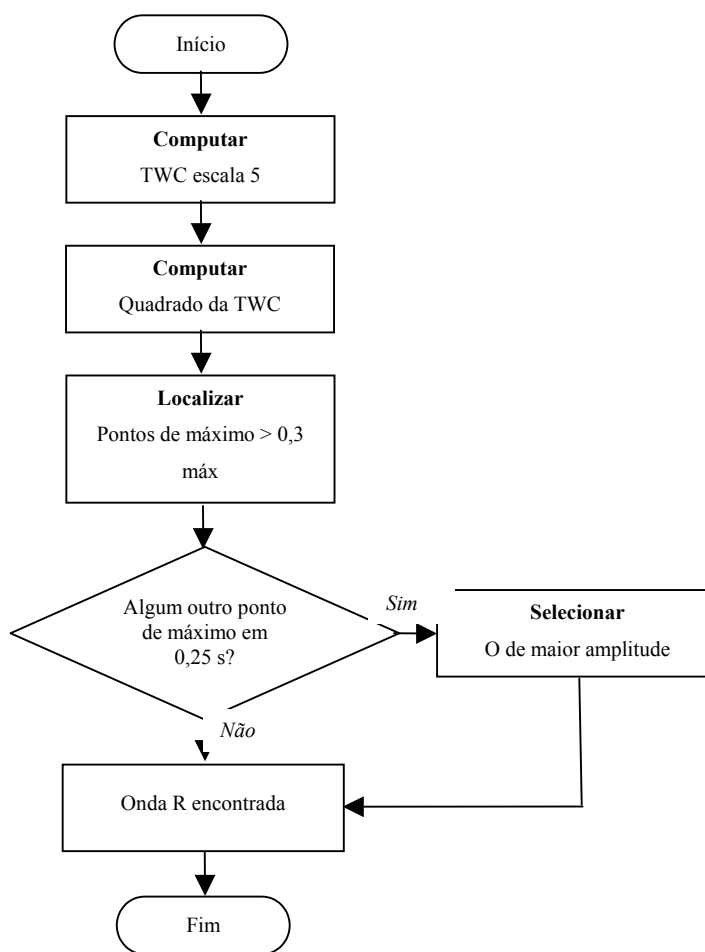


Figura 6.15 – Algoritmo utilizado para a detecção da onda R. A TWC do sinal de ECG é computada e os pontos de máximo que excedem determinado limiar são candidatos a serem ondas R. Caso ocorra algum outro ponto de máximo dentro do período refratário somente o de maior amplitude é escolhido.

O algoritmo de detecção da onda R encontra-se descrito em (LEGARETTA, 2003) e possui uma sensibilidade de 99,8% e uma predição positiva de 99.94%, quando aplicado ao banco de dados de ECG do MIT/BIH⁷.

6.4.2 Cálculo da Frequência Cardíaca

Partindo da localização dos locais de ocorrência dos complexos QRS, ou mais especificamente das ondas R, obtidos pelo processo descrito no item 6.4.1, a frequência cardíaca é determinada como o inverso da distância de uma onda R até a outra onda R subsequente.

Seja \overline{RR} a média dos intervalos RR contidos no trecho de sinal de ECG, lido do *Buffer* (aqui utilizou-se um trecho de ECG de duração 10 s). A frequência cardíaca é estimada com base naqueles intervalos RR que satisfizerem a seguinte condição: $0.5\overline{RR} \leq RR \leq 1.5\overline{RR}$. Como é improvável que um intervalo RR caia fora desta faixa em um intervalo de tempo tão curto quanto 10 s, evita-se inconsistências caso ocorra a perda na transmissão dos dados entre o módulo base e os módulos paciente.

Através da equação (6.1) se obtém a frequência cardíaca em batimentos por minuto (*bpm*).

$$FC_i = \left(\frac{1}{RR_i} \right) \cdot 60 \quad (6.1)$$

Onde RR_i é dado em segundos.

Calculada a frequência cardíaca para cada segmento RR válido, é computada a média através da equação (6.2).

⁷ MIT/BIH: O banco de dados MIT/BIH compreende um conjunto de 4000 registros eletrocardiográficos obtidos do Beth Israel Hospital Arrhythmia Laboratory entre 1975 e 1979.

$$\overline{FC} = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} FC_i \quad (6.2)$$

Onde: \overline{FC} = média no intervalo, FC_i = valor da frequência cardíaca para o segmento RR_i e M número de segmentos RR válidos.

6.4.3 Detecção da Depressão do Segmento ST

Partindo da localização dos locais de ocorrência dos complexos QRS, ou mais especificamente das ondas R, obtidos pelo processo descrito no item 6.4.1, a depressão do segmento ST é determinada como o ponto a 104 ms (milisegundos) após o local de ocorrência da onda R em relação a linha isoeletrica (neste caso, o intervalo PQ) (FRENKEL & NADAL, 2000).

Após ter sido determinada a depressão do segmento ST para cada complexo PQRST, é computada a média através da equação (6.3).

$$\overline{ST} = \sum_{i=0}^{M-1} ST_i \quad (6.3)$$

Onde: \overline{ST} = média no intervalo, ST_i = depressão do segmento ST para o complexo PQRST de número i e M número de complexos PQRST.

6.5 Fotopletismografia

O método utilizado para a estimação da pressão arterial exige a delimitação precisa do ciclo cardíaco (CC) como descrito a seguir.

6.5.1 Delimitação do Ciclo Cardíaco

A TWC do sinal de PPG computada na escala 8, a qual possui banda de passagem de 1,7 Hz a 14,6 Hz, foi escolhida como adequada para a delimitação do ciclo cardíaco uma vez que o sinal de PPG possui componentes de frequência que vão até 12,5 Hz. A Figura 6.16 exhibe o diagrama de blocos do algoritmo implementado.

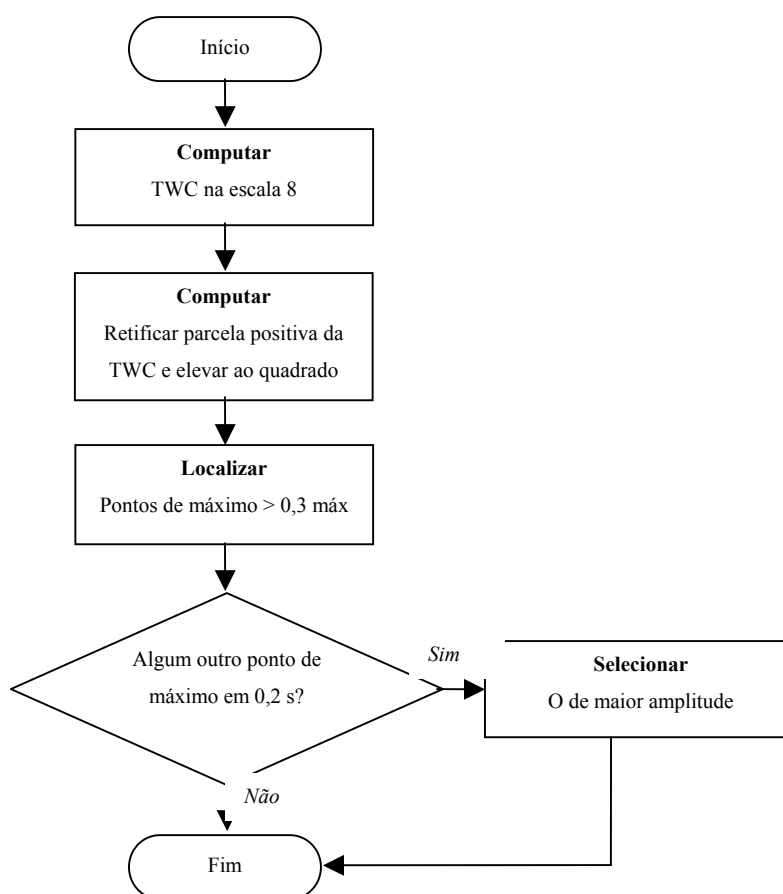


Figura 6.16 – Algoritmo utilizado para a detecção do ponto de alinhamento para a promediação.

6.6 Promediação do Sinal de ECG

A promediação do sinal de ECG tem por objetivo reduzir o ruído por uma razão de \sqrt{N} , sendo N o número de complexos promediados (complexos PQRST no caso do ECG).

A promediação requer que os picos do sinal sejam corretamente alinhados (ponto de sincronismo) para que produza resultados satisfatórios. Caso contrário percebe-se a ocorrência de uma atenuação dos valores de pico do sinal.

6.7 Sobreamostragem

O sinal de PPG é inicialmente amostrado a 125 Hz. No entanto, a esta taxa de amostragem o erro no alinhamento dos picos do PPG chega a 8 ms (milissegundos) de tal forma que, para atenuar o erro provocado pelo alinhamento foi efetuada a interpolação do sinal original para 250 Hz, o que, além de reduzir o erro no alinhamento para 4 ms torna possível que o mesmo estudo feito com o ECG, cuja frequência de amostragem é 250 Hz, possa também ser utilizado também com o PPG.

6.8 Implementação do Método para Determinar a Pressão Arterial

O método utilizado para determinar a pressão arterial sistólica e diastólica requer a localização precisa do ciclo cardíaco e posteriormente a solução de quatro equações transcendentais.

6.8.1 Algoritmos Iterativos

As equações (4.6) a (4.9) não possuem solução algébrica, de modo que só são possíveis de serem resolvidas através de métodos numéricos iterativos. A solução de uma equação consiste em procurar o ponto em que $f(x) = 0$.

Como discutido no Capítulo 5 o método requer a calibração utilizando um aparelho auxiliar de pressão e a um ciclo cardíaco obtido no instante da calibração. A Figura 6.17 mostra um ciclo cardíaco delimitado em ocasião da calibração. Como aparelho auxiliar de pressão utilizou-se um aparelho oscilométrico o qual no instante da captura do ciclo cardíaco da Figura 6.17 apresentou a leitura de 107 mmHg para a pressão sistólica e 72 mmHg para a pressão diastólica.

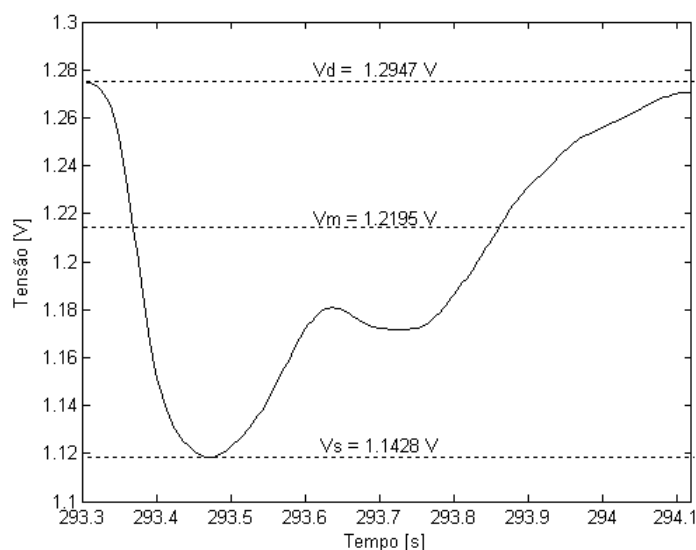


Figura 6.17 – Um ciclo cardíaco isolado do sinal de PPG durante o processo de calibração.

A partir dos valores de tensão durante a sístole (V_s), tensão durante a diástole (V_d) e do valor médio de tensão (V_m) obtidos do ciclo cardíaco da Figura 6.17 e dos valores de pressão arterial sistólica e diastólica obtidos neste instante de um aparelho auxiliar de pressão, encontra-se a partir da equação (4.6) a constante pressão-volume k , particular para cada pessoa, como pode ser observado pela Figura 6.18. Logo em seguida, a constante tensão na pressão zero / tensão na pressão infinita V_0/V_{inf} , particular a cada pessoa, obtido a partir da equação (4.7) como pode ser observado pela Figura 6.19. Estas constantes são calculadas e armazenadas na memória do computador para utilização posterior, quando da etapa de determinação da pressão.

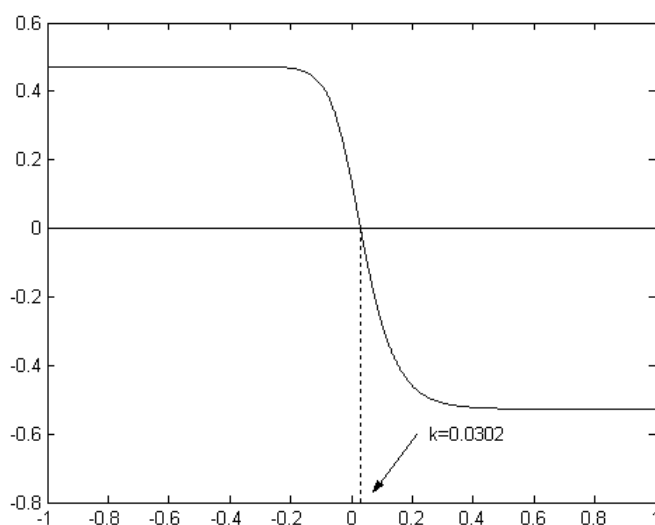


Figura 6.18 – Processo de calibração, determinação da constante k . O cruzamento da curva da equação (4.6) por zero constitui a sua solução.

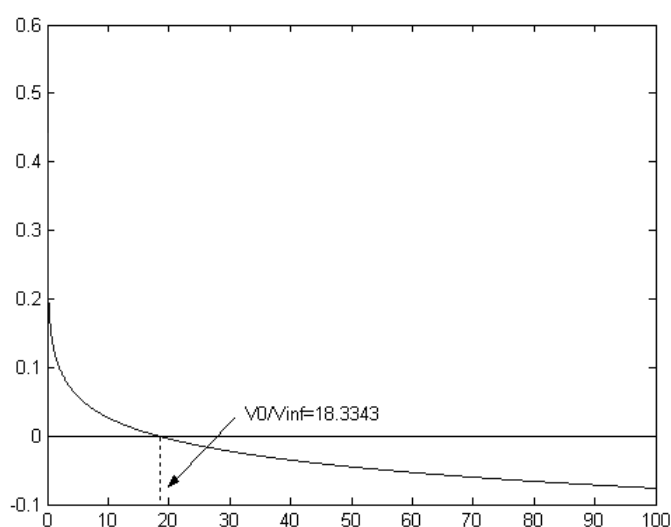


Figura 6.19 – Processo de calibração, determinação da constante V_0/V_{inf} . O cruzamento da curva da equação (4.7) por zero constitui a sua solução.

A cada vez que seja necessário calcular a Pressão Arterial é retirado do *Buffer* na memória do computador um trecho do sinal de PPG de onde é separado um novo ciclo cardíaco (Figura 6.20) e a partir deste calculados parâmetros que juntamente com as

constantes determinadas durante o processo de calibração k e V_0/V_{inf} são passados como argumentos para as equações (4.8) e (4.9). A resolução destas equações fornece a pressão de pulso (P_p) e a pressão diastólica (P_d) conforme pode ser observado pelas Figura 6.21 e Figura 6.22.

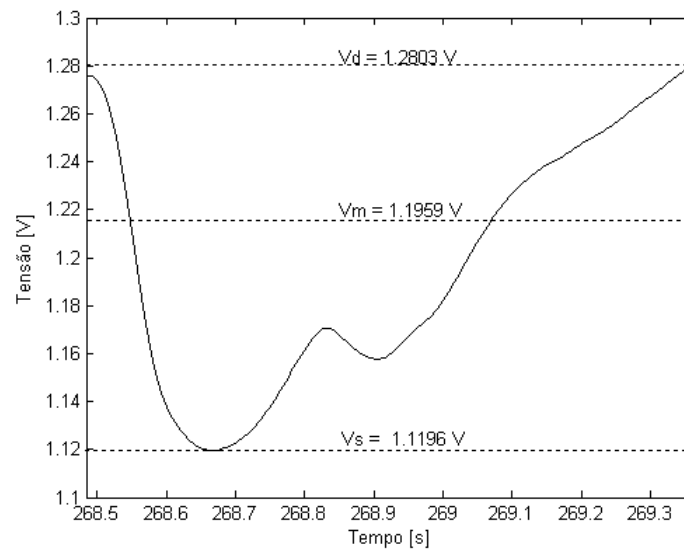


Figura 6.20 – Ciclo cardíaco isolado do sinal de PPG durante o processo determinação da pressão arterial.

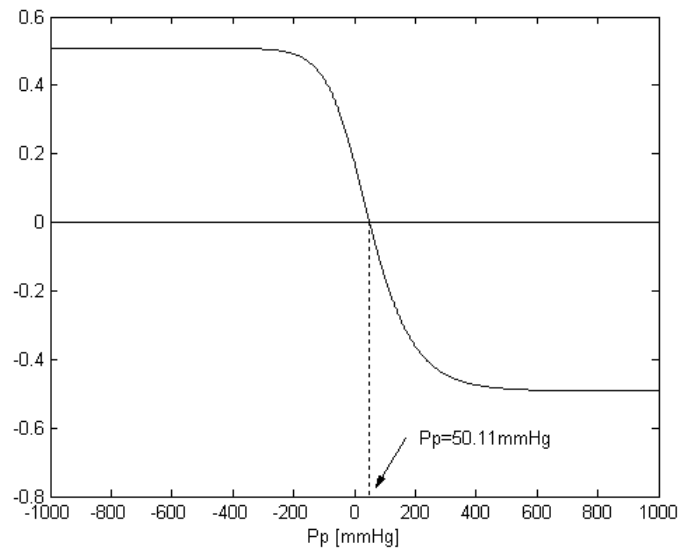


Figura 6.21 – Processo de determinação da pressão de Pulso (P_p). O cruzamento da curva da equação (4.8) por zero constitui a sua solução.

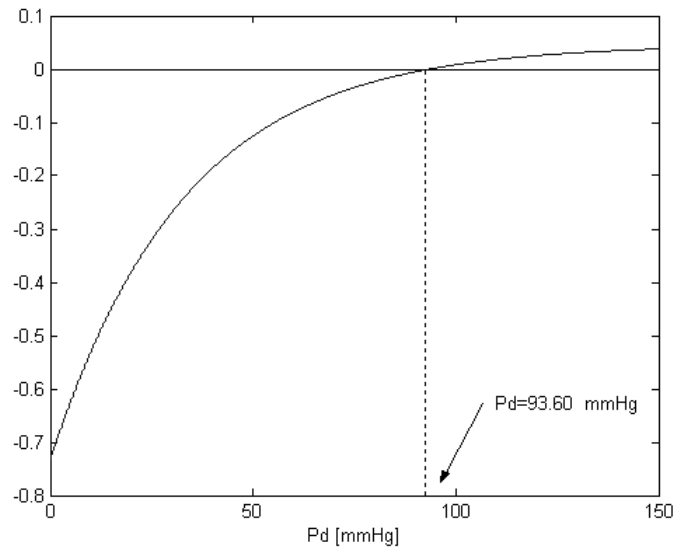


Figura 6.22 – Processo de determinação da pressão diastólica (P_d). O cruzamento da curva da equação (4.9) por zero constitui a sua solução.

A pressão sistólica (P_s) é simplesmente a soma da pressão diastólica (P_d) com a pressão de pulso (P_p).

$$P_s = P_d + P_p \quad (6.1)$$

A partir das curvas exibidas nas Figura 6.21 e Figura 6.22 tem-se $P_d = 93.60$ mmHg e $P_p = 50.11$ mmHg.

Logo, tem-se:

$$P_s = 93.60 + 50.11$$

$$P_s = 143.71 \text{ mmHg}$$

E ainda a pressão média (P_m).

$$Pm = Pd + \frac{1}{3}(Ps - Pd)$$

$$Pm = 93.60 + \frac{1}{3}(143.71 - 93.60)$$

$$Pm = 110.30 \text{ mmHg}$$

No Capítulo 7 será feita uma comparação de concordância entre o método convencional para a determinação da pressão sanguínea sistólica e diastólica de modo não-invasivo com o método desenvolvido.

6.9 Visualização do Sinal na Tela do Computador

Com a utilização de uma taxa de amostragem de 250 Hz um novo ponto é inserido na tela do computador a cada 4 ms (milisegundos). Para cada ponto inserido na tela do computador é necessária a atualização da coluna à qual o ponto pertence. A utilização de comandos nativos do compilador C++ Builder da BorlandTM para o acesso ao vídeo do computador demonstrou ser demasiadamente lento, além de exibir oscilações na imagem (*flickers*), inviabilizando a visualização do traçado do ECG em tempo real.

Para o acesso rápido ao vídeo do computador diversas técnicas e ferramentas foram avaliadas das quais podemos citar: *TCanvas*, *TChart*, *TGraphPerformance* (todos nativos do C++ Builder), e a ferramenta *Graphics32*.

A ferramenta *Graphics32* foi selecionada neste trabalho para o acesso rápido ao vídeo do computador. Esta ferramenta é de uso livre e fornece todas as funções necessárias para a exibição do traçado de ECG em tempo real na tela do computador.

Esta ferramenta é otimizada para a manipulação de *pixels* no formato de 32 *bits*, fornece operações rápidas na manipulação direta de *pixels* e primitivas gráficas superando às classes padrões *TBitmap/Tcanvas*. A ferramenta *Graphics32* é aproximadamente uma centena de vezes mais rápida na manipulação individual de *pixels* e aproximadamente 2-5 vezes mais

rápida no desenho de linhas quando comparado as classes *TBitmap/Tcanvas* (*Graphics32*, 2004).

O componente *Graphics32* utilizado para a exibição do ECG na tela do computador foi o *TPaintBox32*. Após alterar o *Buffer* do componente a estrutura *Trect* é utilizada para atualizar somente a região especificada da tela do PC e com isto obter ganhos significativos de desempenho.

Ainda em relação à parte gráfica utilizou-se a ferramenta *TMS Instrumentation Workshop*. Esta biblioteca possui um amplo conjunto de componentes, métodos e rotinas que tornaram possível o desenvolvimento de uma interface gráfica com o usuário semelhante aos monitores multiparamétricos disponíveis comercialmente, tornando a interface do *software* com o usuário familiar ao público ao qual este trabalho se destina.

6.10 Sistema Operacional Windows XP

Aplicações em tempo real caracterizam-se pelo cumprimento de tarefas dentro de um tempo específico pré-determinado. Existem Sistemas Operacionais (SOs) adequados para aplicações em tempo real de onde podemos destacar o *Linux*. Contudo, neste trabalho havia a necessidade de implementar o *software* para um SO difundido entre o público-alvo deste projeto. Assim, de modo a facilitar a assimilação da interface e permitir o seu uso nos computadores dos profissionais de saúde sem a necessidade de instalação de um segundo SO, optou-se por utilizar o SO *Windows XP*[®] da *Microsoft*.

Embora o SO *Windows XP* não tenha sido desenvolvido para aplicações em tempo real, é possível adotar estratégias para melhorar o desempenho através de técnicas de

programação, uso de bibliotecas otimizadas, *multithreading*⁸ e gerenciamento de prioridades de modo a tornar viável a utilização deste SO.

6.11 Registro dos Sinais em Banco de Dados

Para fins de monitoração, a exibição do traçado de ECG na tela do computador é o suficiente. No entanto, é importante armazenar os dados coletados com o intuito de viabilizar o acompanhamento do paciente e pesquisas futuras a partir dos dados armazenados. Com a disponibilidade dos dados coletados ao longo das sessões de exercício é possível traçar um histórico e realizar análises da evolução de um determinado quadro clínico.

A principal vantagem de se utilizar um banco de dados é o registro e recuperação rápida dos dados armazenados de forma ordenada, o que o torna particularmente adequado quando se quer armazenar uma grande quantidade de dados de um mesmo paciente, *e.g.*, o sinal de ECG obtido das diversas atividades realizadas em cada sessão de exercício das diversas sessões ao longo de um programa de reabilitação cardíaca.

Optamos neste trabalho pelo banco de dados *PARADOX*. A escolha do *PARADOX* deve-se ao fato de o compilador C++ *Builder* da *Borland*TM possuir uma biblioteca de componentes nativos que fazem a conexão com a informação contida neste banco de dados e a disponibilidade de ferramentas visuais para a criação e edição das tabelas deste banco de dados (*Database Desktop*) e configuração e gerenciamento deste banco de dados (*BDE Administrator*) as quais acompanham o C++ *Builder*.

O *PARADOX* é um Banco de dados local, ou seja, pode ser acessado apenas a partir do computador onde ele estiver instalado. No entanto levando-se em consideração os objetivos propostos e a necessidade deste trabalho este é adequado.

⁸ *multithreading*: relativo à capacidade de um programa executar múltiplas tarefas ao mesmo tempo. Enquanto multitarefa é a capacidade que o SO tem de executar mais de um programa ao mesmo tempo.

Antes de nos aprofundarmos é interessante que alguns conceitos básicos relacionados a banco de dados sejam brevemente frisados.

De uma maneira bastante simplificada, podemos entender um banco de dados como um conjunto de informações. Esse conjunto de informações é armazenado no disco rígido do computador de forma estruturada.

É possível visualizar banco de dados como uma tabela em que temos os dados dispostos em linhas e colunas. As colunas representam os campos e as linhas os registros. A Figura 6.23 mostra um exemplo de tabela.

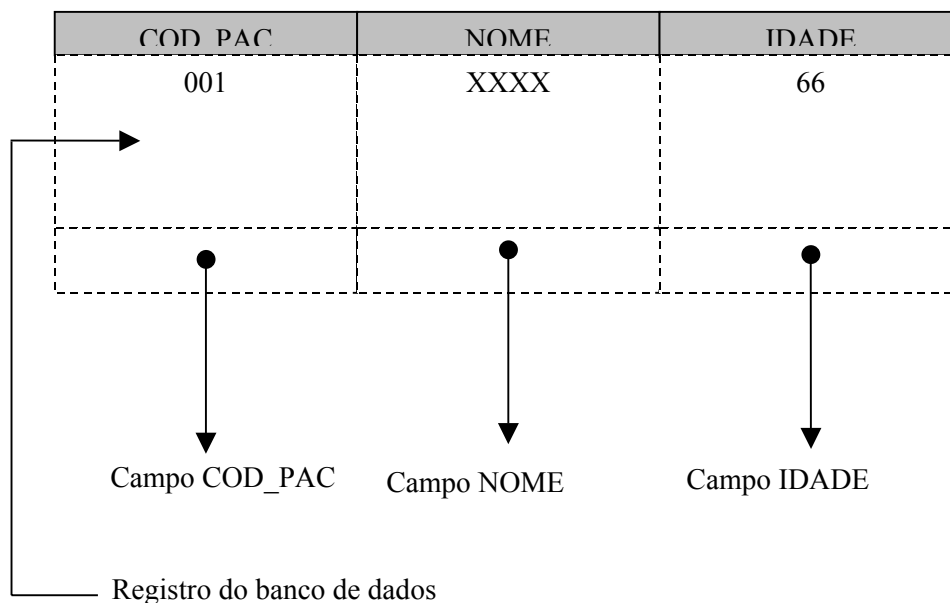


Figura 6.23 – Tabela. As colunas são os campos da tabela e as linhas são seus registros.

Devido a quantidade de informações, é comum que mais de uma tabela seja associada a um banco de dados. Neste trabalho utilizamos duas tabelas: a tabela “Pacientes” e a tabela “Sinais”, como pode ser observado na Figura 6.24. A tabela “Sinais” faz referência a tabela “Pacientes” por intermédio do código de identificação de pacientes COD_PAC. A esta referência que uma tabela faz à outra é dado o nome de banco de dados relacional, *i.e.*, uma tabela faz referência a outra por intermédio de um campo comum a ambas.

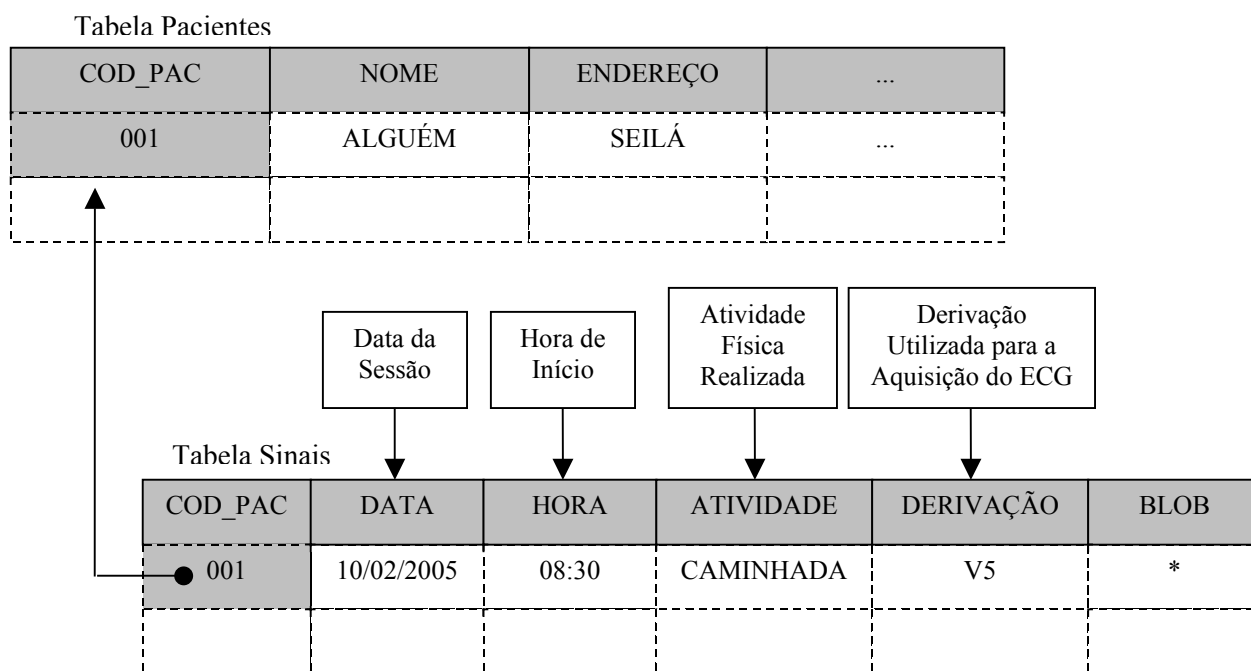


Figura 6.24 – Relacionamento entre tabelas. A tabela sinais faz referência a tabela paciente por intermédio do campo COD_PAC.

Tendo o paciente sido cadastrado no sistema o próximo passo é o associar um dos MPs ao paciente conforma ilustra a Figura 6.25. A seguir o sinal, seja ele PPG ou ECG, é lido do *Buffer* correspondente segundo o fluxograma da Figura 6.26.

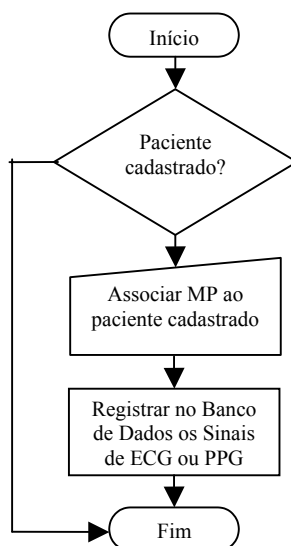


Figura 6.25 – Condição de associação. Estando o paciente cadastrado no sistema é associado ao paciente um dos quatro módulos paciente, o sinal de ECG e/ou PPG pode então ser armazenado em um registro correspondente aquele paciente.

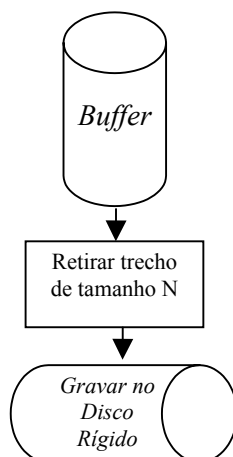


Figura 6.26 – O sinal fotopletismográfico ou eletrocardiográfico é lido da memória do computador correspondente ao módulo e armazenado como um novo registro na tabela sinais com o campo I_PAC apontando para o paciente ao módulo paciente associado.

O sinal digitalizado lido do *Buffer* é armazenado no banco de dados como um vetor de números binários de 16 bits. A Figura 6.27 mostra como o sinal é armazenado dentro de um registro da tabela associada ao banco de dados.

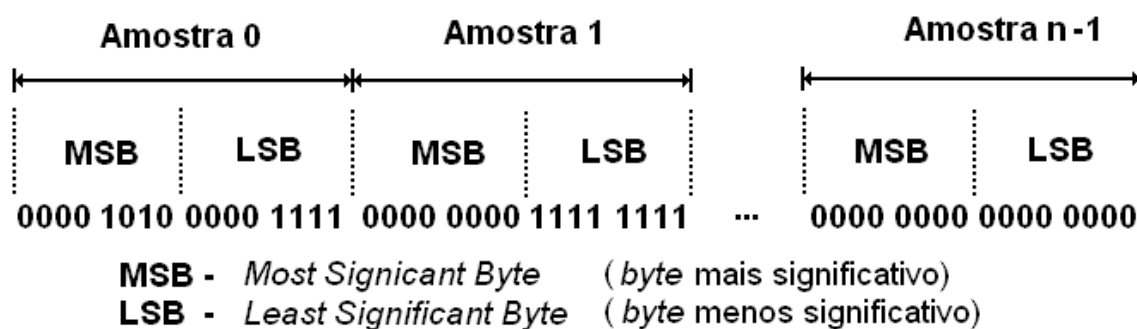


Figura 6.27 – Formato no qual os dados são armazenados no banco de dados.

Em tabelas pertencentes ao banco de dados *PARADOX*, o campo utilizado para armazenar dados de tipos indeterminados é o *Binary*. O campo *Binary* é do tipo *Binary Large Object* (BLOB). Utilizou-se o objeto *TBlobStream* para acessar e modificar este campo.

7 Resultados

Este Capítulo começa exibindo a interface do software com o usuário, em seguida será exibido o resultado da detecção automática do complexo QRS do eletrocardiograma, determinação da frequência cardíaca, análise do segmento ST e delimitação do ciclo cardíaco do sinal fotopletismográfico. Em seguida veremos o resultado do método para a determinação não-invasiva da pressão sanguínea, a partir do sinal fotopletismográfico e a concordância entre este e o método oscilométrico.

7.1 Interface com o Usuário

A interface gráfica com o usuário é um dos pontos prioritários e foi implementada com o objetivo de ser intuitiva. A interface gráfica é dividida em três telas principais: A tela de cadastro de pacientes, a tela de monitoração de pacientes e a tela de análise. A Figura 7.1 mostra a tela de abertura do sistema desenvolvido.

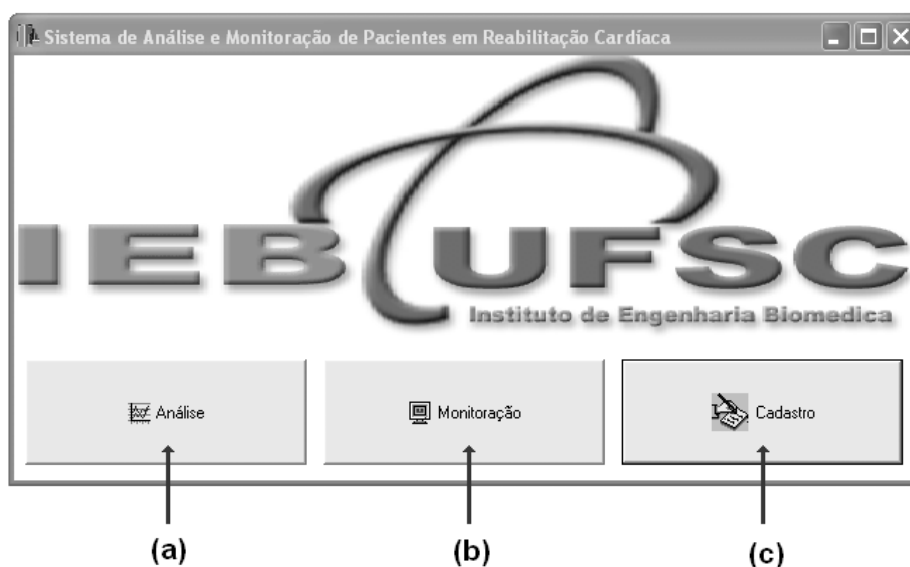


Figura 7.1 – Tela de abertura do SMRC. (a) Tela de análise. (b) Tela de monitoração de pacientes. (c) Tela de cadastro de pacientes

7.2 Tela de Monitoração

A tela de monitoração procura seguir a mesma forma de apresentação utilizada nos monitores multiparamétricos disponíveis no mercado nacional, visto que, o público a que se destina este trabalho já possui familiaridade com estes equipamentos.

A interface de monitoração foi implementada para permitir o acompanhamento simultâneo de até quatro pacientes durante uma sessão de exercícios de reabilitação cardíaca.

A Figura 7.2 mostra a tela de monitoração, observa-se a divisão da tela de monitoração em quatro seções, uma para cada paciente, com os respectivos parâmetros e sinais de interesse.

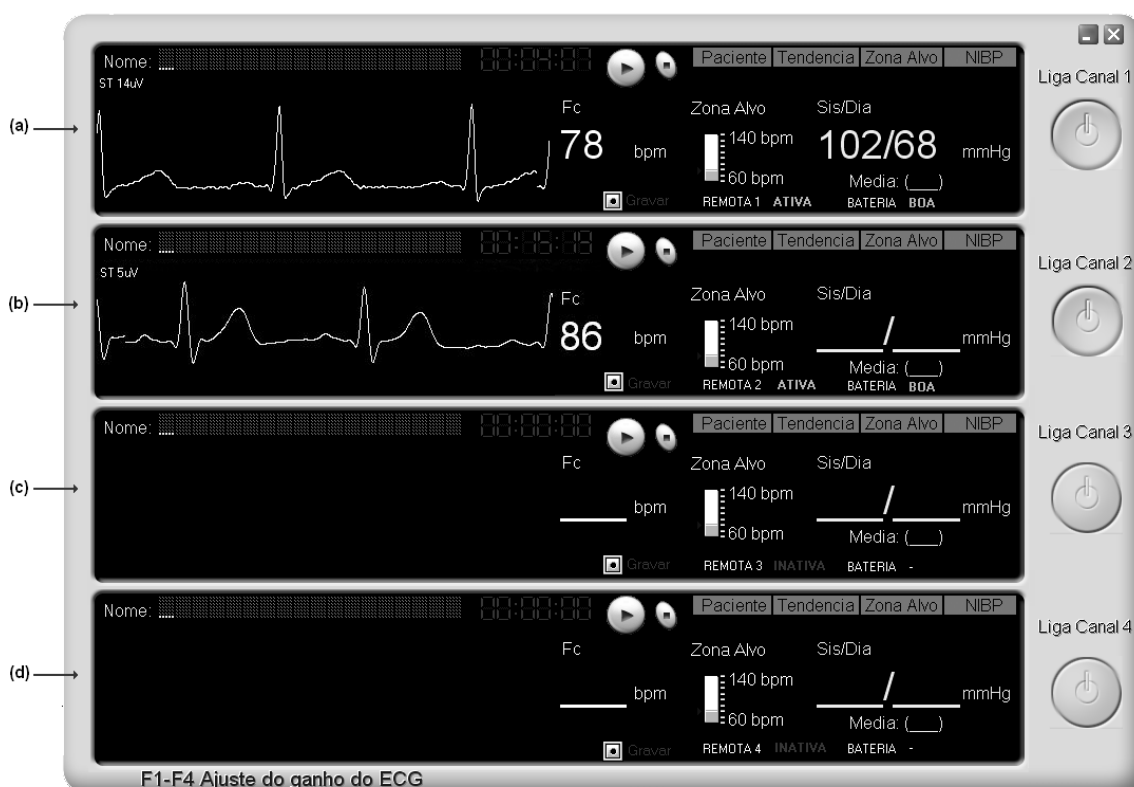


Figura 7.2 – Tela de monitoração mostrando os principais sinais e parâmetros. (a) Paciente 1. (b) Paciente 2. (c) Paciente 3. (d) Paciente 4.

A Figura 7.3 é uma visão ampliada e comentada da região indicada pela Figura 7.2(a), e procura integrar em uma única seção toda a informação necessária para permitir a monitoração de um paciente durante uma sessão de reabilitação cardíaca.

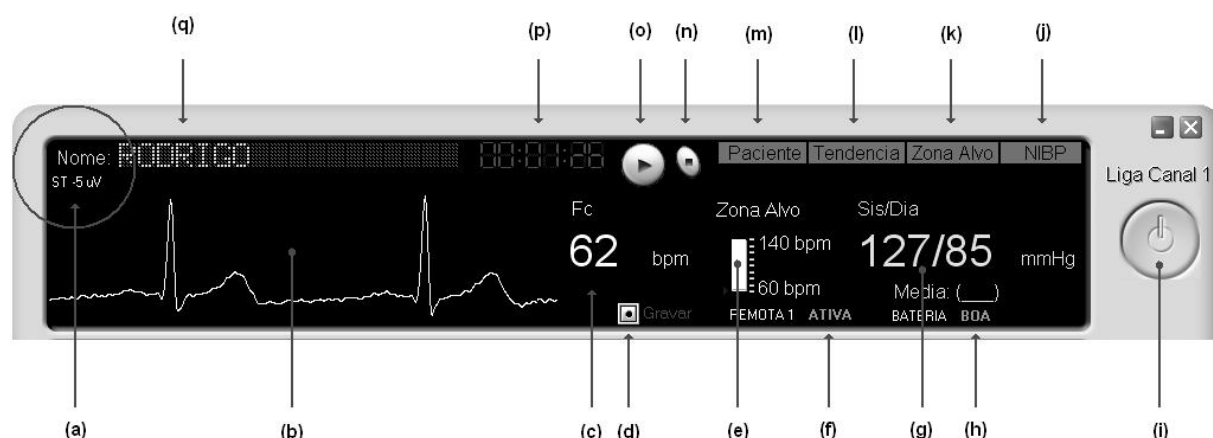


Figura 7.3 – Detalhe da tela de monitoração do paciente 1. (a) Depressão do segmento ST. (b) Traçado de ECG. (c) Frequência Cardíaca. (d) Botão “gravar todo o sinal de ECG”. (e) Zona alvo. (f) Estado da conexão com MP 1. (g) Pressão arterial sistólica, pressão arterial diastólica e pressão média. (h) Estado da bateria do MP 1. (i) Botão Liga/desliga MP 1. (j) Calibração da pressão arterial. (k) Ajuste da zona alvo. (l) Exibição do gráfico de tendência. (m) Associação com o banco de dados. (n) Botão parar o cronômetro. (o) Botão disparar o cronômetro. (p) Cronômetro. (q) Exibe o nome do paciente associado ao MP 1.

7.2.1 Monitoração do Eletrocardiograma

A Figura 7.3(b) exibe o traçado de ECG *on-line*. O ECG apresentado passou por um filtro digital passa-baixas com uma frequência de corte de 65 Hz.

7.2.2 Monitoração da Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca é atualizada a cada 5 s e é calculada sobre a média de um intervalo de 10 s. A FC é exibida na Figura 7.3(c). A Figura 7.4(b) exibe o gráfico de tendência o que permite o acompanhamento da evolução da FC ao longo de 60 minutos da sessão de exercícios.

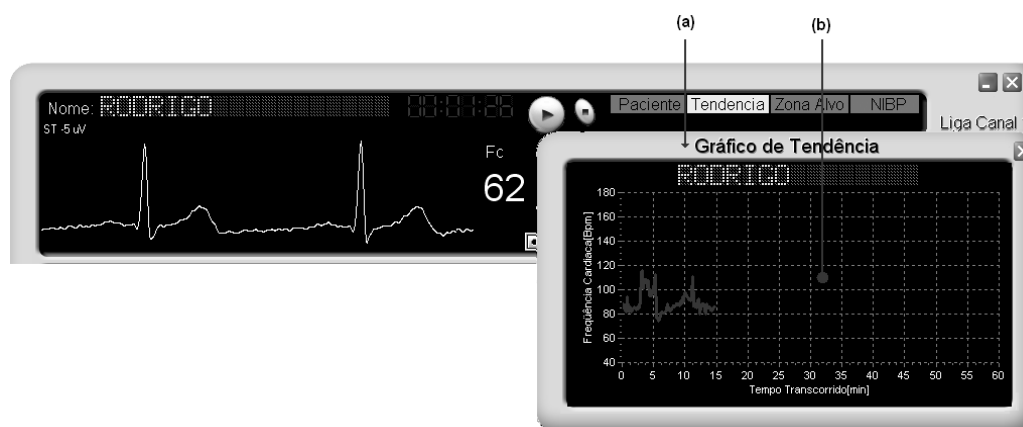


Figura 7.4 – Tela do gráfico de tendência. (a) Exibe se alguma associação foi estabelecida com o banco de dados. (b) Exibe o gráfico de tendência para a FC do paciente 1.

7.2.3 Monitoração da Depressão do Segmento ST

A Figura 7.3(a) exibe a depressão do segmento ST expresso em μV . O valor de depressão do segmento ST é atualizado a cada 10 s e é calculado sobre os últimos 10 s do sinal de ECG recebido.

7.2.4 Monitoração dos Limites da Zona Alvo

O sistema apresenta a possibilidade do profissional estabelecer os limites nos quais a frequência cardíaca do paciente deverá estar situada, durante os treinos. Esta faixa é conhecida como “Zona Alvo”. Definidos os limites superior e inferior para a FC (Figura 7.5 (e) e 7.5(d)) e configurados os alarmes para os limites inferior e superior (Figura 7.5 (a) e 7.5(c)), a cada vez que os limites forem excedidos é soado um alerta. A Figura 7.5 ilustra a tela de configuração dos alarmes associados àquele paciente, em específico.

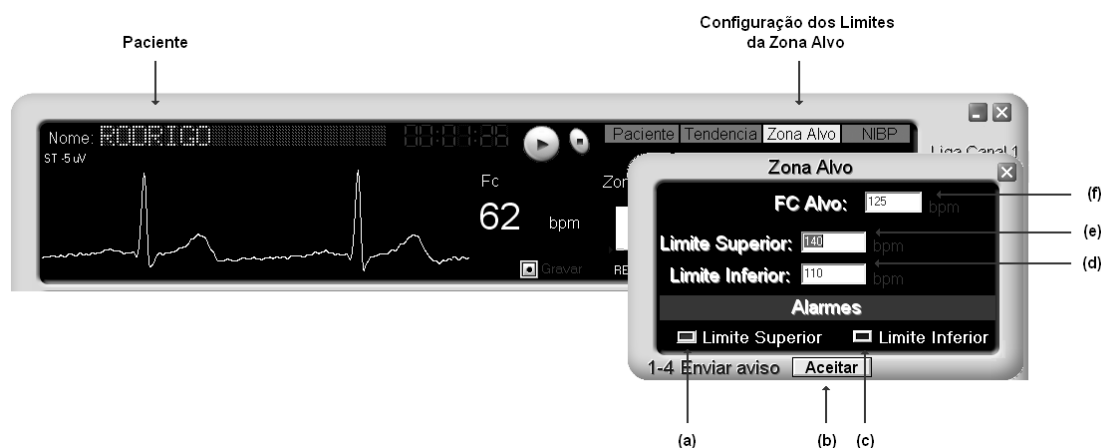


Figura 7.5 – Tela de configuração da zona alvo. (a) Configura o alarme para soar somente quando o limite superior for excedido. (b) Configura o alarme para soar somente quando o limite inferior for excedido. (d) Limiar para a FC inferior. (e) Limiar para a FC superior. (f) FC alvo.

7.2.5 Monitoração da Pressão Arterial Sistólica e Diastólica

A monitoração ambulatorial da pressão arterial (MAPA) é exibida na Figura 7.3(g) e é atualizada a cada 30 s.

7.3 Armazenagem de Trechos do Sinal de ECG

Trechos do sinal de ECG podem ser armazenados no disco rígido do computador durante a sessão de exercício físico juntamente com outras informações relevantes: a atividade física realizada (Figura 7.6(a)), a escala subjetiva de esforço (Figura 7.6(b)), a derivação da qual o sinal foi coletado (Figura 7.6(c)), a data e a hora correntes no sistema. O tamanho do trecho de ECG pode ser customizado (Figura 7.6(d)), conforme a necessidade.



Figura 7.6 – Armazenamento de um trecho do sinal de ECG. (a) Atividade que esta sendo realizada. (b) Escala subjetiva de esforço. (c) Derivação em que o sinal esta sendo coletado. (d) Ajusta o tamanho do trecho de ECG a ser armazenado.

7.4 Pressão Arterial Não-Invasiva

A determinação da pressão arterial exige que o sistema seja calibrado, utilizando um aparelho auxiliar de pressão e a onda fotopletismográfica no instante da calibração. A tela de calibração permite visualizar a integridade do sinal de PPG (Figura 7.7(a)) bem como avaliar a detecção do ciclo cardíaco utilizado para a calibração (Figura 7.7(b)). É disponível o recurso do sinal de PPG ser inteiramente armazenado em banco de dados (Figura 7.7(e)).

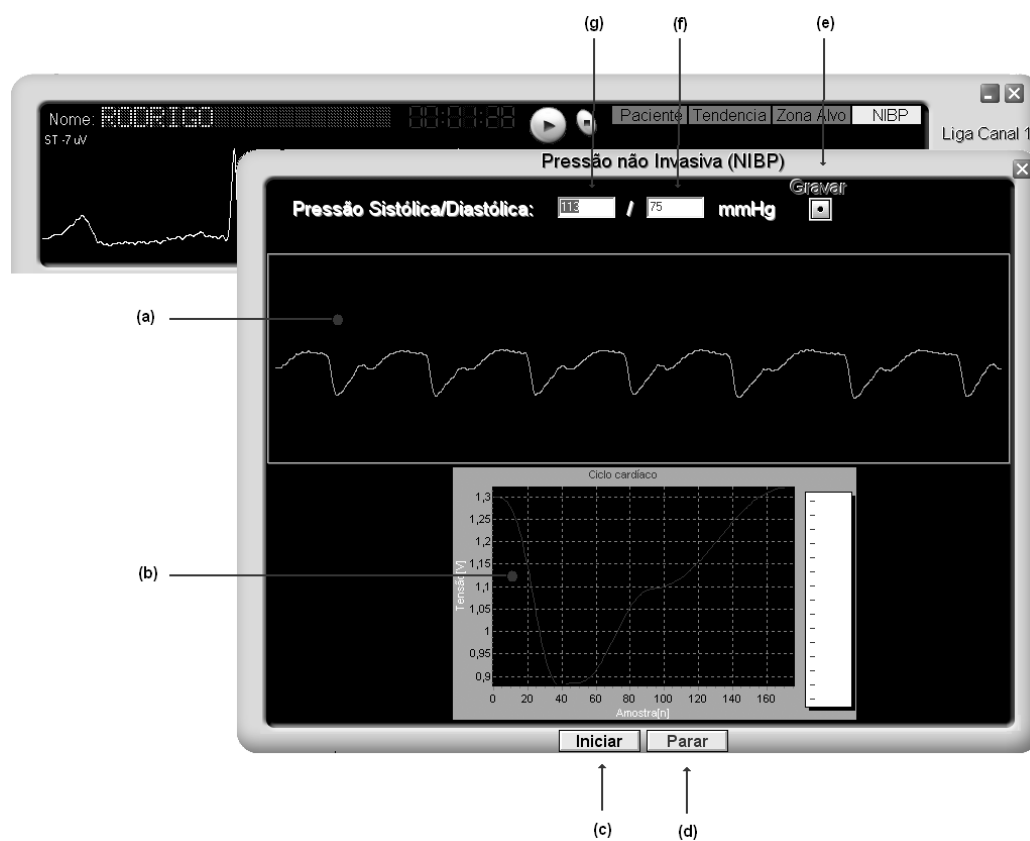


Figura 7.7 – Tela de calibração do método para estimar a pressão arterial. (a) Onda fotopletismográfica. (b) Ciclo cardíaco isolado. (c) Calibra e inicia a determinação da pressão arterial. (d) Para a determinação. (e) Registra no banco de dados todo o sinal. (f) Campo para colocar a pressão arterial diastólica obtida do aparelho auxiliar de pressão. (g) Campo para colocar a pressão arterial sistólica obtida a partir de um aparelho auxiliar de pressão.

7.5 Tela de Cadastro de Pacientes

Para que os sinais de ECG e de PPG possam ser armazenados no banco de dados o paciente necessita estar previamente cadastrado no sistema. A Figura 7.8 ilustra a tela de cadastro de pacientes.

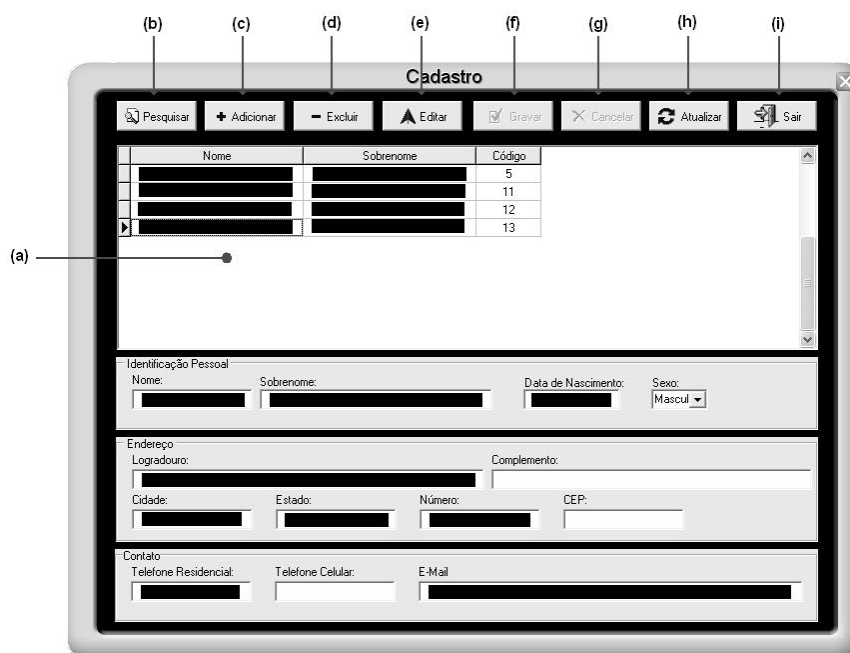


Figura 7.8 – Tela de Cadastro de pacientes. (a) Lista pacientes cadastrados. (b) Busca por pacientes cadastrados. (c) Inclui um novo registro. (d) Exclui um registro. (e) Põe em estado de edição. (f) Grava alterações. (g) Cancela alterações. (h) Atualiza o banco de dados. (i) Sai e fecha a tela.

Cabe ressaltar que o projeto de pesquisa foi submetida ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UDESC, com a devida autorização para a coleta de dados de cada paciente.

7.6 Tela de Associação entre os Pacientes e as Remotas

Após o paciente ter sido cadastrado, é necessário que seja associado ao MP correspondente.

A Figura 7.9 ilustra a tela de associações. Na Figura 7.9(a) são listados todos os pacientes cadastrados no sistema. A associação é estabelecida clicando-se no nome do paciente cadastrado (Figura 7.9(a)) e em seguida clicando-se na Figura 7.9(b) a 7.9(e), cada caixa listada pela Figura 7.9(b) a 7.9(e) corresponde, respectivamente, aos módulos paciente 1 a 4.



Figura 7.9 – Estabelecimento de uma associação entre um paciente cadastrado e o módulo paciente 1. (a) Pacientes cadastrados no sistema. (b) Módulo paciente 1. (c) Módulo paciente 2. (d) Módulo paciente 3. (e) Módulo paciente 4.

7.7 Tela de Análise

A tela de análise permite recuperar do banco de dados os sinais de ECG e PPG do paciente e exibir os sinais na tela do computador. Permite que o sinal seja lido do banco de dados e seja convertido para o formato de arquivo texto, para que possa ser utilizado junto a ferramentas especializadas em processamento de sinais, tais como o MATLABTM. A Figura 7.10 ilustra a tela de análise.

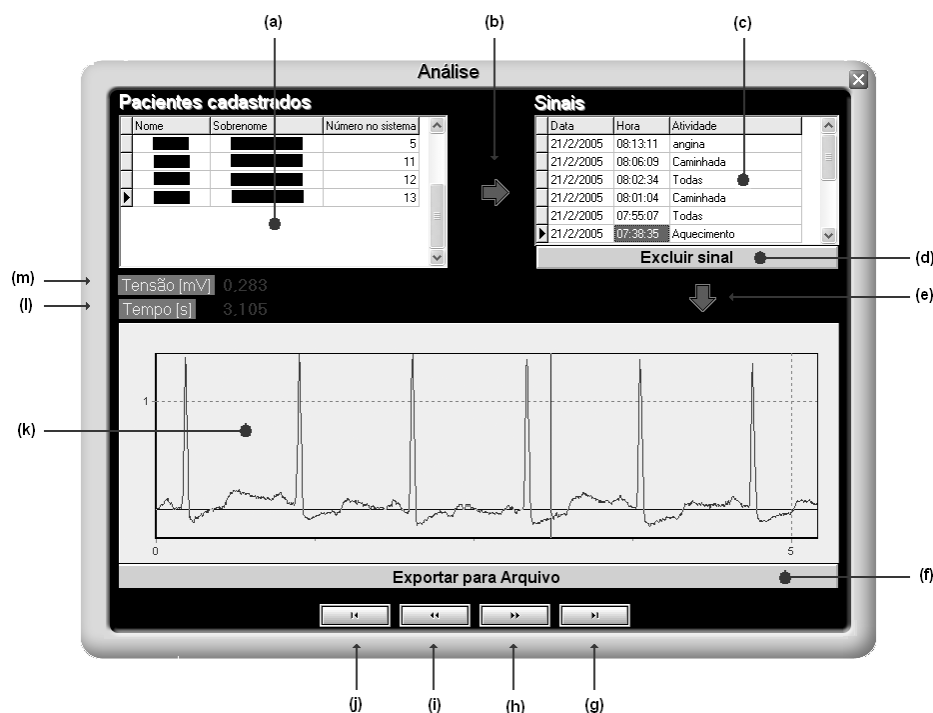


Figura 7.10 – Tela de análise do ECG. (a) Pacientes cadastrados no sistema. (b) Lista todos os sinais armazenados para o paciente selecionado. (c) Exibe a data, a hora e a atividade realizada em ocasião do armazenamento de cada um dos sinais listados. (d) Exclui o sinal selecionado. (e) Lê o sinal a partir do banco de dados. (f) Converte o sinal de banco de dados para arquivo texto. (g) Vai para o último trecho do sinal. (h) Avança 5 s dentro do sinal. (i) Retrocede 5 s dentro do sinal. (j) Vai para o início do sinal. (k) Exibe o sinal. (l) Exibe a posição do cursor no eixo das abscissas (tempo (s)). (m) Exibe a posição do cursor no eixo das ordenadas (tensão (mV)).

7.8 Envio de Comandos para os Módulos Paciente

De modo a não sobrecarregar o usuário com um excessivo número de funções disponíveis na tela de monitoração optou-se pela utilização de um conjunto de teclas do computador para o envio de comandos a cada um dos MPs.

- Ajuste do Ganho do Canal de ECG:

As teclas F1 a F4 permitem o ajuste automático do ganho do ECG durante o período em que permanecerem pressionadas para os módulos paciente de número 1 a 4,

respectivamente, facilitando assim a visualização do traçado. A Figura 7.11 exibe as teclas de ajuste de ganho.

- Envio de Alerta Sonoro:

A rede de rádio mostrou um alcance efetivo de 100 metros. Como a distância profissional-paciente compreende um raio de até 100 metros em torno do módulo base, é oferecido ao profissional a possibilidade de fazer soar um alarme sonoro no módulo paciente correspondente.

As teclas de 1 a 4 permitem que seja enviado um sinal sonoro ao módulo paciente. O recurso é considerado útil para alertar ao paciente que ele necessita retornar a base em decorrência de sinais de isquemia, arritmias cardíacas ou qualquer outro fator de risco que justifique o término da sessão de reabilitação cardíaca.

A Figura 7.11 ilustra as teclas de alerta e ajuste do ganho.



Figura 7.11 – Teclas de ajuste do ganho do canal de ECG dos Módulos Paciente e teclas de alerta dos Módulos Paciente. (a) Ajusta módulo paciente 1. (b) Ajusta módulo paciente 2. (c) Ajusta módulo paciente 3. (d) Ajusta módulo paciente 4. (e) Soa módulo paciente 1. (f) Soa módulo paciente 2. (g) Soa módulo paciente 3. (h) Soa módulo paciente (4).

7.9 Processamento de Sinais Aplicado ao ECG e ao PPG

O processamento de sinais tem por objetivo localizar precisamente o instante de ocorrência do complexo QRS para o caso do ECG e detectar o instante de ocorrência do início e fim do Ciclo Cardíaco do caso do PPG.

7.9.1 Desempenho na Detecção do complexo QRS

Na Figura 7.12 é apresentado um sinal representativo do ECG de esforço de um paciente com DAC. Na Figura 7.12(a) tem-se o ECG adquirido da derivação V_5 . Na Figura 7.12 (b) tem-se a TWC do sinal e na Figura 7.12 (c) tem-se a TWC elevada ao quadrado.

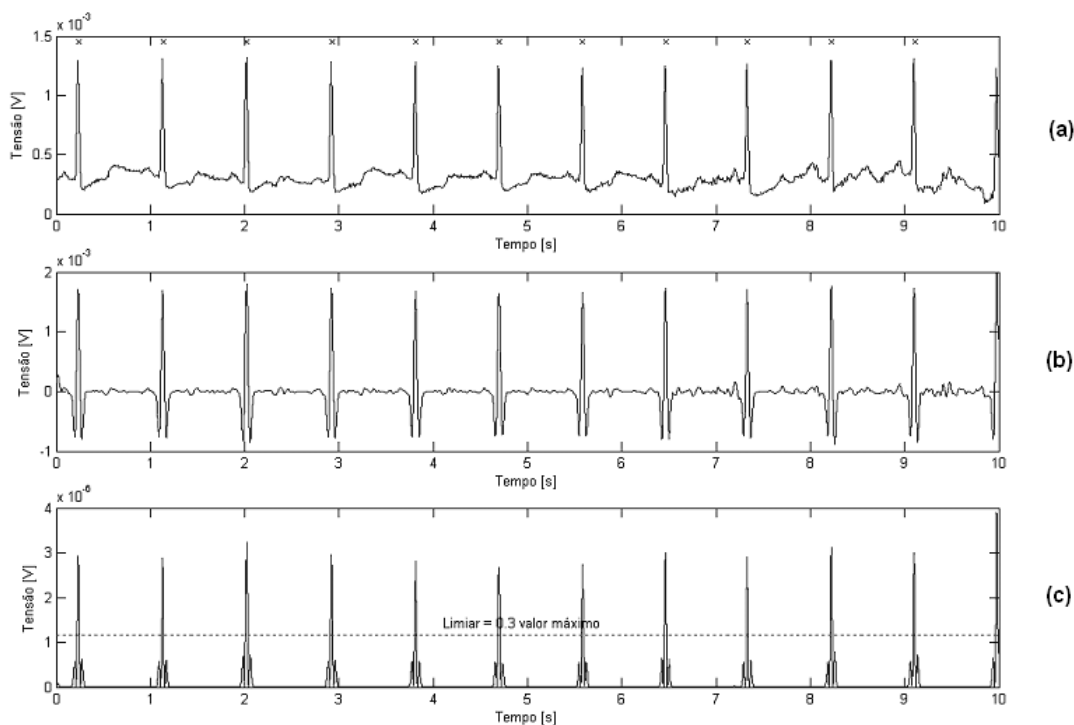


Figura 7.12 – (a) Sinal de ECG de um paciente isquêmico durante esforço. (b) Transformada wavelet derivada segunda de uma gaussiana do sinal na escala 6 do sinal em (a). (c) TWC elevada ao quadrado do sinal em (b).

A Figura 7.13 ilustra o trecho de ECG mostrado na Figura 7.12(a) com os locais de ocorrência dos picos da onda R marcados pelo algoritmo de detecção do item 6.4.1.

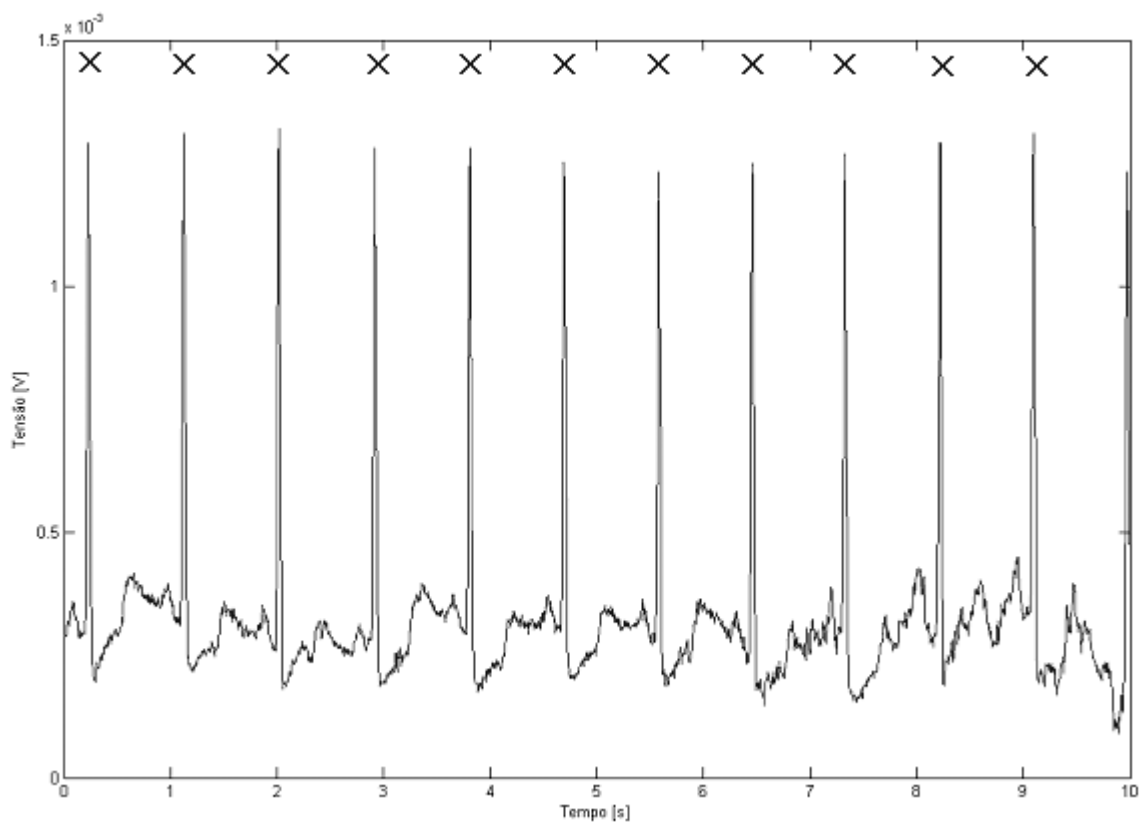


Figura 7.13 – Detalhe da Figura 7.12(a) , as marcação do local de ocorrência das ondas R foram determinadas utilizando o algoritmo do item 6.4.1.

A Figura 7.14 ilustra o sinal de ECG promediado utilizando como locais de alinhamento dos complexos PQRST as marcas de sincronismo mostradas na Figura 7.13.

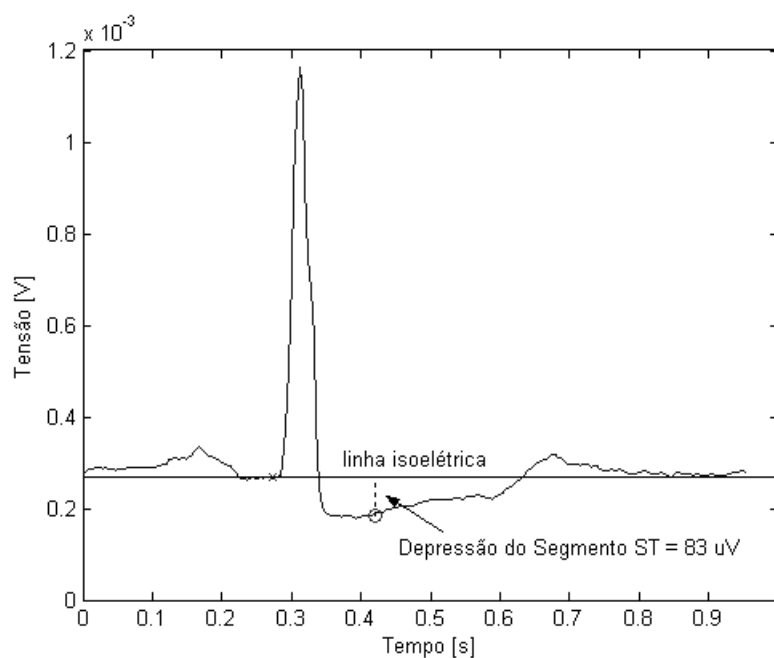


Figura 7.14 – Sinal de ECG da Figura 7.13 promediado utilizado para a determinação da depressão do segmento ST em relação a linha isoeletrica.

7.9.2 Desempenho na Detecção do Ciclo Cardíaco para a Determinação da Pressão Arterial

O mesmo algoritmo utilizado para a localização do complexo QRS do ECG foi adaptado para permitir seu uso para a localização do início do ciclo cardíaco do sinal de PPG. A Figura 7.15 exibe o resultado. Utilizou-se a transformada wavelet “chapéu mexicano” computada na escala 8 devido a banda de passagem do filtro wavelet implementado (Tabela 5.1) estar casado com o espectro do pulso cardíaco (entre 4 Hz a 6 Hz).

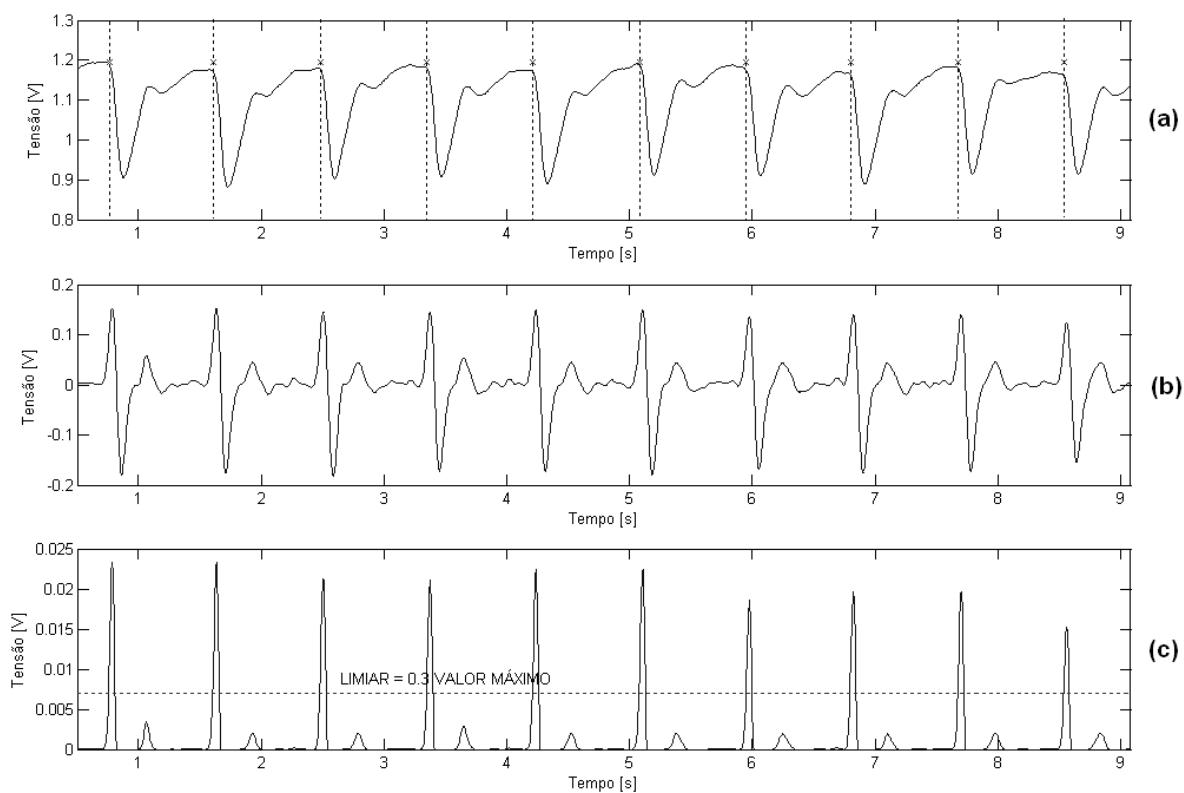


Figura 7.15 – (a) Sinal de PPG de um paciente durante repouso. (b) Transformada wavelet “chapéu mexicano” do sinal computada na escala 8. (c) CWT com a parte negativa retificada e posteriormente elevada ao quadrado.

A Figura 7.16 mostra o trecho de PPG mostrado na Figura 7.15(a) com o local de início do ciclo cardíaco marcados pelo algoritmo de detecção do item 6.5.1.

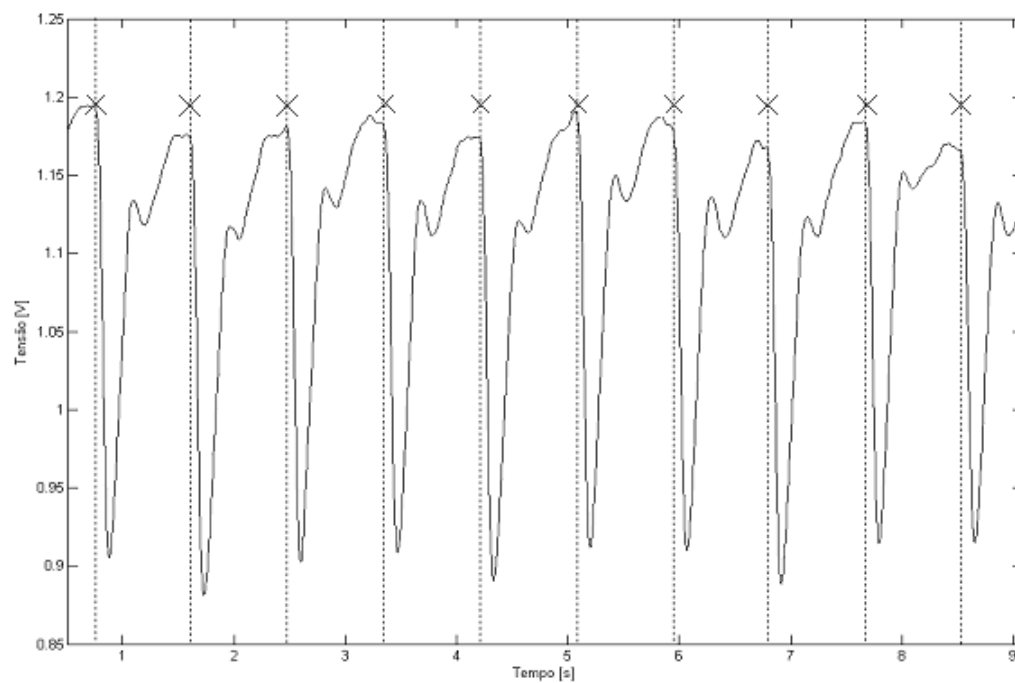


Figura 7.16 - Detalhe da Figura 7.15(a), as marcação do local de ocorrência do início do ciclo cardíaco foram determinadas utilizando o algoritmo do item 6.5.1.

A Figura 7.17 ilustra um ciclo cardíaco isolado a partir da Figura 7.16.

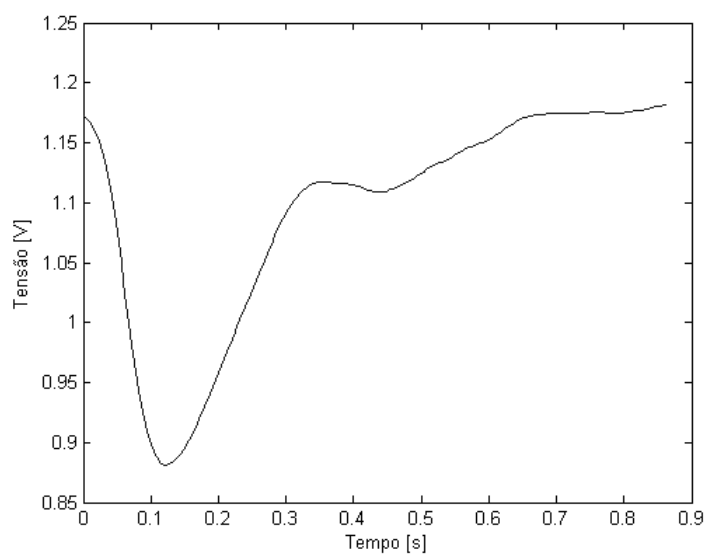


Figura 7.17 – Ciclo cardíaco isolado da Figura 7.16, o qual será usado para a determinação da pressão sanguínea sistólica e diastólica.

7.10 Metodologia Utilizada para a Medição da Pressão Arterial

Para uniformizar a coleta de dados e assim evitar erros associados a componentes aleatórias, tais como artefatos de movimento, convencionou-se executar a etapa de calibração do sistema com o indivíduo em estado de repouso posto na posição sentado e a colocação do manguito no braço esquerdo na altura das aurículas do coração. O aparelho auxiliar de pressão utilizado para a medição da pressão arterial durante a etapa de calibração do sistema é o modelo MI-701, marca Mitsumi (Japão) nº 03000056. O aparelho foi levado para verificação no Laboratório de Avaliação Técnica (LAT) da UFSC, onde após a verificação constatou-se que os valores lidos para a pressão sistólica encontraram-se dentro das normas brasileiras (NBR-IEC 60601-2-30), no entanto foi verificado um erro nos valores de pressão diastólica lidos de -13 mmHg, no entanto tal erro era constante. O equipamento utilizado para a verificação é o modelo BP Pump 2M, marca Fluke Biomedical (USA) nº 212168. Para a etapa de determinação o paciente era novamente posto na posição sentado com a colocação do sensor fotopletismográfico no dedo indicador da mão esquerda e o posicionamento do sensor na altura das aurículas do coração.

7.11 Análise da Concordância entre os Métodos Oscilométrico e o Implementado neste Trabalho para a Determinação da Pressão Sangüínea

Quando se deseja substituir uma técnica de medição já estabelecida por outra é necessário que seja feita uma comparação entre as técnicas. Para fins de comparação entre o método oscilométrico e o método implementado foram realizadas medições da pressão arterial sistólica e diastólica em 16 diferentes indivíduos utilizando os dois métodos. A Tabela 7.1 mostra os valores estimados de pressão arterial sistólica e diastólica utilizando os dois métodos.

Tabela 7.1 – Comparação entre os métodos não-invasivos para determinação da pressão arterial: oscilométrico e o implementado neste trabalho.

Indivíduo	PPG		Oscilométrico	
	Pressão Sistólica [mmHg]	Pressão Diastólica [mmHg]	Pressão Sistólica [mmHg]	Pressão Diastólica [mmHg]
1	105	60	97	58
2	88	65	93	66
3	132	77	107	70
4	137	74	124	69
5	89	60	106	66
6	118	75	121	75
7	114	63	107	70
8	115	77	107	72
9	127	96	116	80
10	107	72	115	72
11	110	59	113	64
12	139	93	131	91
13	121	88	122	88
14	119	76	115	63
15	107	69	129	78
16	115	71	123	71

Para verificar a concordância entre os dois métodos, os valores estimados para a pressão arterial sistólica e diastólica obtidos a partir dos dois métodos são analisados. A Figura 7.18 mostra, para o conjunto de amostras da Tabela 7.1, a concordância entre o método oscilométrico e o implementado. A linha de igualdade da Figura 7.18 é aonde todos os pontos deveriam estar situados, caso os dois métodos obtivessem exatamente os mesmos resultados (BLAND & ALTMAN, 1986).

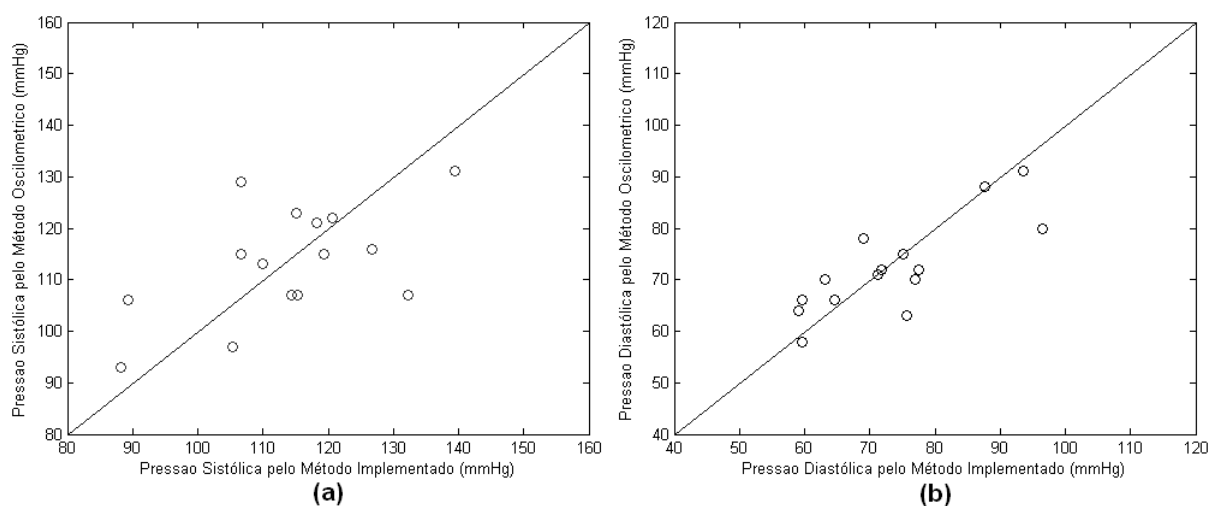


Figura 7.18 – (a) Pressão sistólica medida pelo método oscilométrico e o método implementado neste trabalho. (b) Pressão diastólica pelo método oscilométrico e o método implementado neste trabalho.

A comparação de um método de medição contra o outro, como o mostrado na Figura 7.18 é útil, porém, é difícil verificar a diferença entre os métodos, de maneira que, representar graficamente a diferença entre os métodos fornece mais informação (BLAND & ALTMAN, 1986). A Figura 7.19 mostra a diferença entre os métodos.

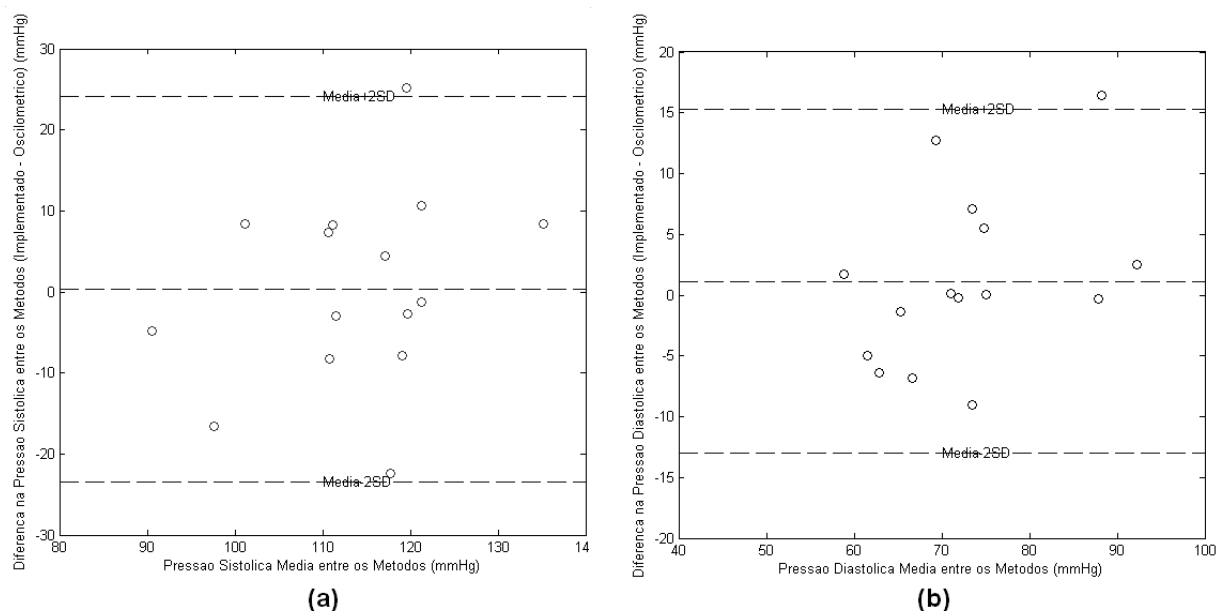


Figura 7.19 – (a) Diferença na medida da pressão sistólica entre o método oscilométrico e o método implementado neste trabalho. (b) Diferença na medida da pressão diastólica entre o método oscilométrico e o método implementado neste trabalho.

Seja agora \bar{d} a média das diferenças e s o desvio padrão das diferenças. Se considerarmos que a distribuição seja normal (gaussiana), 95% das diferenças irão cair entre $\bar{d} - 2s$ e $\bar{d} + 2s$. Para o conjunto de amostras da Tabela 7.1 temos:

Para a diferença entre os métodos na medição da pressão sistólica:

$$\bar{d} - 2s = 1,17 - (2 \times 11,93) = -22,70 \text{ mmHg} \quad (7.1)$$

$$\bar{d} + 2s = 1,17 - (2 \times 11,93) = 25,04 \text{ mmHg} \quad (7.2)$$

Para a diferença entre os métodos na medição da pressão diastólica:

$$\bar{d} - 2s = 1,36 - (2 \times 6,9) = -5,53 \text{ mmHg} \quad (7.3)$$

$$\bar{d} + 2s = 1,36 - (2 \times 6,88) = 15,11 \text{ mmHg} \quad (7.4)$$

Assim, a implementação do método para a determinação da pressão sanguínea a partir da onda fotopletismográfica pode exibir medidas 22 mmHg abaixo e 25 mmHg acima do método oscilométrico para a medição da pressão sistólica e 5 mmHg abaixo e 15 mmHg acima do método oscilométrico para a medição da pressão diastólica.

Apesar da diferença encontrada na medição da pressão sanguínea pela implementação do método de Jones & Wang em relação ao método oscilométrico, não é possível afirmar que o método de Jones & Wang não possa substituir o método oscilométrico em razão da imprecisão sofrida devido a erros e incertezas ao longo dos vários sub-sistemas que compõem a cadeia de aquisição, condicionamento e processamento digital do sinal fotopletismográfico.

As Figura 7.20 e Figura 7.21 exibem o histograma das diferenças entre as medidas de pressão sistólica e diastólica entre o método oscilométrico e o implementado para o conjunto de dados da Tabela 7.1.

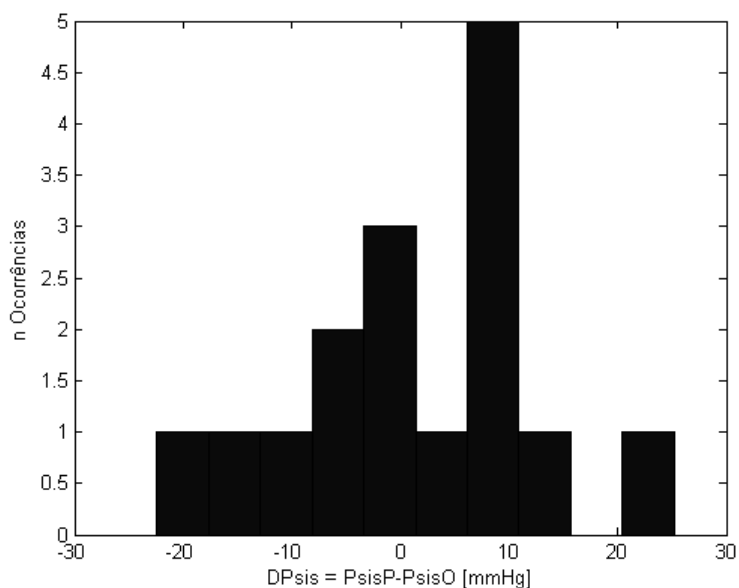


Figura 7.20 – Histograma das diferenças para as medidas de pressão sistólica.

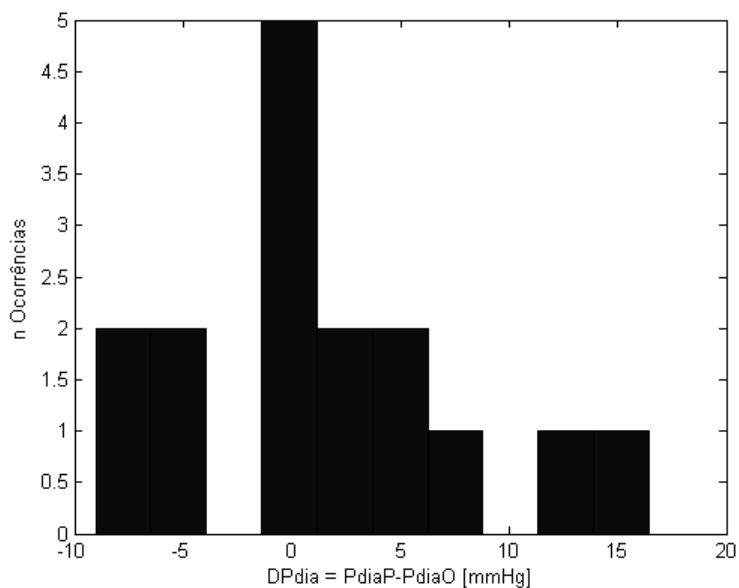


Figura 7.21 – Histograma das diferenças para as medidas de pressão diastólica.

7.12 Análise da Correlação entre o Método Oscilométrico e o Implementado neste Trabalho para a Determinação da Pressão Sangüínea

O coeficiente de correlação de Pearson (r), calculado para o conjunto de amostras da Tabela 7.1 é de $r = 0.6$ para as medidas de pressão sistólica e $r = 0.8$ para as medidas de pressão diastólica. O conjunto de amostras da Tabela 7.1 possui uma significância estatística (p) $p < 0.05$. As Figura 7.22 e Figura 7.23 exibem as linhas de regressão que, respectivamente, melhor se ajustam as medições da pressão sistólica e diastólica, utilizando os dois métodos.

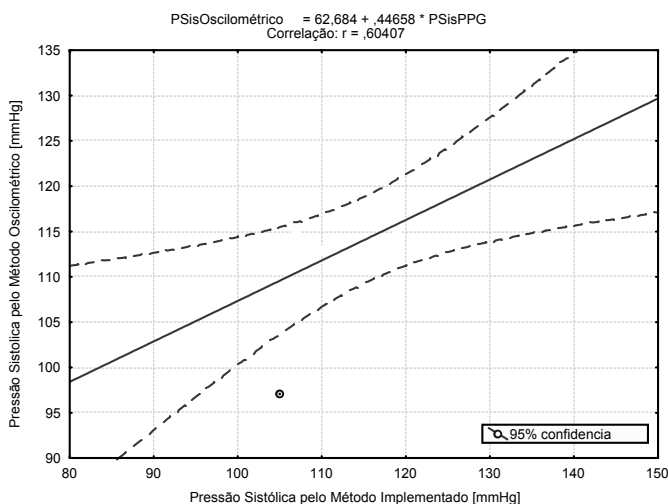


Figura 7.22 – Linha de regressão que melhor se ajusta as medidas de pressão sistólica.

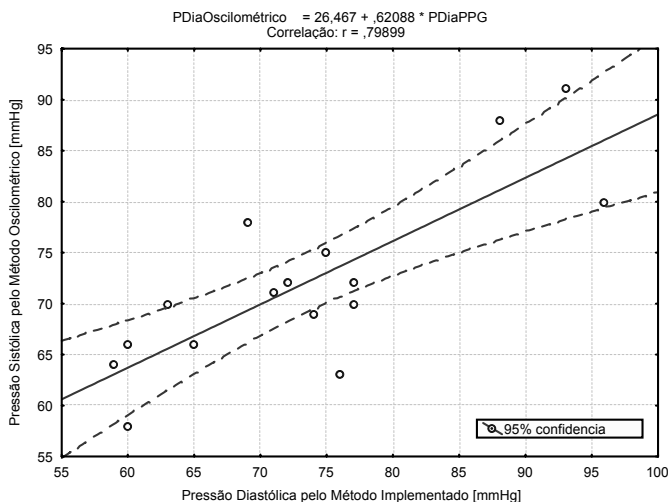


Figura 7.23 – Linha de regressão que melhor se ajusta as medidas de pressão diastólica.

7.13 Simulação da Operação do Sistema com Quatro Módulos Paciente

Dois módulos paciente (*Hardware*) foram construídos para que fossem realizados os testes em campo do sistema, porém havia a necessidade de testar o sistema com quatro módulos paciente. A solução encontrada foi simular a recepção dos pacotes provenientes dos demais módulos paciente. A simulação consistiu em replicar cada pacote recebido a partir do módulo paciente “um”, como sendo proveniente das remotas de endereços “dois”, “três” e “quatro”, desta forma é possível testar o desempenho do sistema responsável pela interpretação, processamento digital de sinais e visualização dos traçados na tela do computador. A Figura 7.24 mostra o resultado da simulação.



Figura 7.24 – Simulação do envio de pacotes pelos quatro módulos pacientes.

8 Discussão

Procurou-se implementar um protótipo de sistema de monitoramento para reabilitação cardíaca que pudesse ao mesmo tempo representar uma contribuição acadêmica e ser uma concepção de produto comercialmente viável, capaz de tornar-se num produto vendável.

Atualmente o SMRC é capaz de realizar o acompanhamento simultâneo de até quatro pacientes durante uma sessão de reabilitação cardíaca, no entanto as entrevistas junto aos profissionais de reabilitação evidenciaram a necessidade deste número ser estendido para um número maior de pacientes. A implicação de estender a cobertura do sistema a um número maior de pacientes é o aumento na quantidade de dados trafegando pela rede de rádio. As opções técnicas necessárias para atender a esta nova necessidade seriam:

- Manter os atuais rádios transceptores e utilizar técnicas de compactação de dados, de modo a que seja mantida a concordância com a taxa máxima de transmissão dos rádios transceptores utilizados (taxa real de 100Kbps).
- Substituir os rádios transceptores por outros com maior taxa de transmissão, o que tornaria a compactação de dados opcional.
- Investigação de algoritmos com menor carga computacional de modo a garantir os requisitos de tempo de processamento necessários ao funcionamento adequado do sistema, *e.g.*, o uso da transformada wavelet discreta.

Na análise de comparação entre os dados obtidos pelos dois métodos de medição o uso de técnicas como coeficientes de correlação ou análise de regressão é inadequado, o que induz a resultados incorretos (BLAND & ALTMAN, 1986). Propõe-se a substituição destas técnicas de análise pela apresentada no item 7.11 a qual, é simples de ser implementado e de fácil interpretação (BLAND & ALTMAN, 1986).

8.1 Dificuldades Encontradas

O ponto principal a ser ressaltado é o de que uma sessão de reabilitação cardíaca envolve a movimentação do corpo o que implica no movimento relativo entre os eletrodos e a superfície do corpo no caso do ECG, prejudicando o contato elétrico ou modificando o caminho percorrido pela luz monocromática no caso do PPG.

8.1.1 Dificuldades com o Sinal de ECG

Quanto à confiabilidade dos parâmetros calculados a partir do ECG de esforço pode-se afirmar que a detecção do complexo QRS se mostrou bastante robusta na presença de artefatos de movimento e outras fontes de ruído em geral, *e.g.*, eletromiograma. No entanto, a detecção da depressão do segmento ST em esforço contínuo apresenta problemas devido à sobreposição do espectro do segmento ST com o espectro dos artefatos de movimento. Apesar do erro de cálculo ser bastante atenuado pela promediação do sinal, este não pode ser desprezado.

8.1.2 Dificuldades com o Sinal de PPG

O sinal de PPG possui uma única característica marcante capaz de ser utilizada como ponto de alinhamento: o instante em que ocorre a ejeção do sangue pelo ventrículo esquerdo, o qual exibe uma forma de pulso. No entanto as componentes de frequência principais deste segmento situam-se na faixa de 2 Hz a 4 Hz, algo que não representaria maiores problemas não fosse o fato de o espectro dos artefatos de movimento durante esforço sobrepor-se completamente ao espectro do segmento de interesse.

A Figura 8.1 é um registro real da suscetibilidade do PPG à artefatos de movimento presentes durante uma sessão de exercícios.

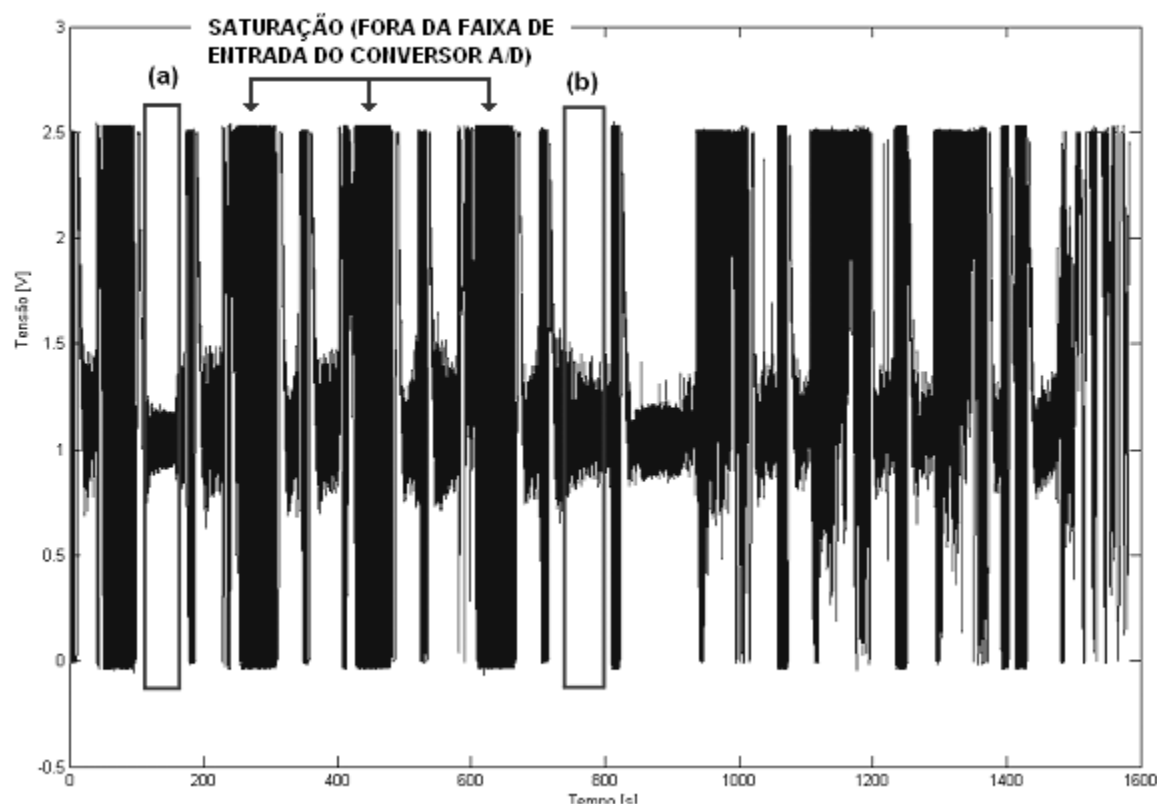


Figura 8.1 - Registro do sinal de PPG a partir do dedo indicador da mão esquerda ao longo de 25 minutos de uma sessão de reabilitação cardíaca. (a) Durante repouso (o segmento é o mesmo exibido na Figura 7.15). (b) Durante esforço.

A Figura 8.2 exibe o desempenho do algoritmo de detecção com um sinal de PPG corrompida por artefatos de movimento. Observa-se que o algoritmo de delimitação do ciclo cardíaco não foi capaz de localizar o início e o fim do ciclo cardíaco na presença de artefatos de movimento o que era esperado devido a sobreposição do espectro do sinal de PPG com o espectro do ruído.

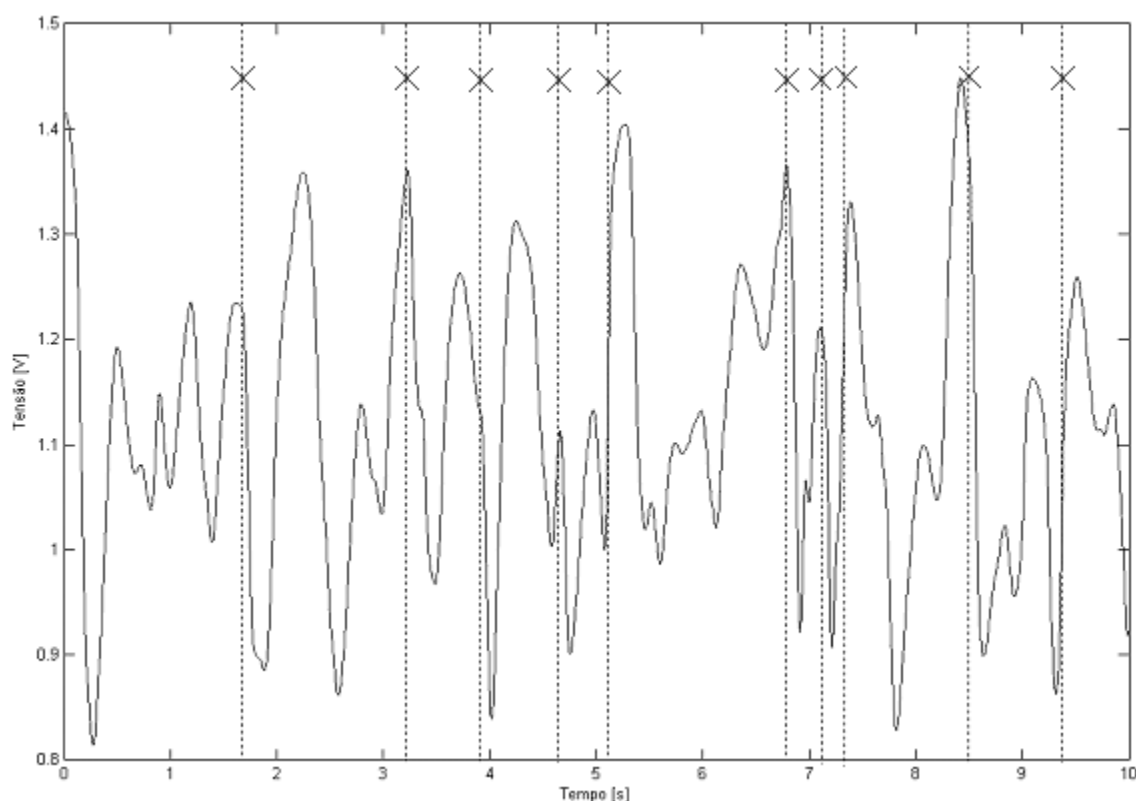


Figura 8.2 – Trecho do sinal de PPG exibido na Figura 8.1(b) coletado durante esforço e visivelmente contaminado por artefatos de movimento, as marcação do local de ocorrência do início do ciclo cardíaco foram determinadas utilizando o algoritmo do item 6.5.1.

8.1.3 Dificuldades com o Método para a Determinação da Pressão Arterial

- Pressão Hidrostática:

Por definição a pressão arterial é medida na altura das aurículas do coração, no entanto a diferença de pressão entre as aurículas e as pontas dos dedos das mãos na posição em pé para um indivíduo de 1,70 metros de altura é de cerca de 30 mmHg. Esta fonte de erro é intrínseca a qualquer método utilizado para a determinação da pressão arterial e só poderá ser eliminada através uma compensação para a pressão hidrostática ou pelo posicionamento da mão (no caso do sensor estar no dedo) na altura adequada.

- Pressão Exercida pela Aceleração Angular:

O movimento pendular das mãos durante a atividade de caminhada produz um erro em função da força exercida pela aceleração angular sobre o sangue o que se traduz em um aumento instantâneo da pressão na ponta do dedo.

- Método Utilizado para a Determinação da Pressão Arterial:

Quanto ao método utilizado no cálculo da pressão arterial a partir do sinal de PPG observa-se uma vulnerabilidade quanto a deslocamentos na parcela contínua (DC) do sinal de PPG, em parte ocasionada pela própria suscetibilidade do PPG a artefatos de movimento, e em parte pela pressão hidrostática e aceleração angular. Além do mais, o ruído mostrou ser capaz de superar em várias vezes a amplitude da parcela alternada (AC) do sinal de PPG.

9 Conclusão

A implementação da comunicação entre o computador e o *hardware* dedicado se mostrou robusta, não apresentando inconsistências ou travamentos, bem como a exibição dos traçados eletrocardiográfico e fotopletismográfico na tela do computador não apresentou breves travamentos (*flickers*) ou defasagem em relação aos pacotes de dados recebidos via porta de comunicação *USB* do computador.

A implementação da transformada wavelet contínua para o processamento do sinal eletrocardiográfico se mostrou adequada no cumprimento dos requisitos de tempo de processamento, não acarretando *flickers* ao sistema nos instantes de computar a transformada wavelet do sinal eletrocardiográfico.

A estimação da frequência cardíaca utilizando a transformada wavelet contínua do sinal eletrocardiográfico se mostrou robusta na presença de artefatos de movimento. A medida da depressão do segmento ST durante esforço se mostrou pouco vulnerável aos artefatos de movimento inerentes a uma sessão de reabilitação cardíaca. Embora a medição da depressão do segmento ST tenha se mostrado adequada, o estudo de técnicas avançadas de processamento digital de sinais capazes de suprimir ruído, *e.g.*, filtros adaptativos, é uma opção factível de investigação.

A estimação da pressão arterial sistólica e diastólica durante esforço se mostrou inadequada devido a alta vulnerabilidade do sinal fotopletismográfico a artefatos de movimento, característica intrínseca a uma sessão de reabilitação cardíaca. No entanto, respeitando-se as limitações do sistema: indivíduo imóvel e posicionamento do sensor fotopletismográfico na altura das aurículas do coração a estimação da pressão arterial revela-se útil para propósitos de monitoração da pressão arterial.

A armazenagem dos sinais eletrocardiográfico e fotopletismográfico em banco de dados *PARADOX* se mostrou adequada para os propósitos deste trabalho. No entanto uma

aplicação comercial iria requerer um banco de dados que apresente a robustez, como a sua principal característica, tal qual o Oracle[®], ou quando exista a necessidade de disponibilizar o conteúdo do banco de dados em uma rede de computadores. Neste caso poderíamos citar os bancos de dados MySQL[®], PostgreSQL[®] ou Firebird[®].

Considerando os objetivos propostos para este projeto, pode-se enumerar as seguintes características do sistema desenvolvido:

- Monitoração em tempo real brando do traçado eletrocardiográfico de quatro pacientes.
- Monitoração da frequência cardíaca utilizando algoritmos de detecção baseados na transformada wavelet.
- Monitoração do desnível do segmento ST.
- Monitoração da pressão arterial em modo não-invasivo utilizando o método de Jones & Wang, 1993.
- Armazenagem dos sinais fotopletismográfico e eletrocardiográfico em banco de dados.
- Possibilidade de análise posterior dos sinais fotopletismográfico e eletrocardiográfico no próprio *software* e a possibilidade de converter os sinais armazenados no banco de dados para arquivo texto tornando simples a exportação para outras ferramentas de processamento de sinais, *e.g.*, MATLAB[®].

10 Trabalhos Futuros

Técnicas de compactação de dados poderiam ser empregadas junto à telemetria, o que levaria a um aumento no número de pacientes conectados à rede de rádio, atualmente limitada pela máxima taxa de transmissão dos rádios transceptores utilizados. Além do mais, com pacotes de dados menores, o tempo de transmissão se reduz o que aumenta a autonomia da bateria dos módulos paciente.

A detecção automática de arritmias cardíacas é algo que poderia ser agregado ao SMRC o que aumentaria a segurança durante as sessões de reabilitação cardíaca, uma vez que é difícil o profissional de reabilitação realizar a inspeção visual *on-line* dos traçados eletrocardiográfica de quatro pacientes.

A geração de relatórios impressos exibindo os dados coletados de cada sessão de reabilitação, *e.g.*, gráfico de tendência da FC, gráfico de tendência do segmento ST, registros de ECG de cada etapa do treino e relatórios impressos exibindo o acompanhamento da evolução de parâmetros como a FC_{rep} e o valor estimado de $VO_{2máx}$ é algo significativo para ser incorporado ao SMRC, pois facilita o acompanhamento do paciente ao longo do programa de reabilitação cardíaca. Isto permitiria melhorar a efetividade dos programas de reabilitação cardíaca através de subsídios fisiológicos para o planejamento e acompanhamento da atividade física.

11 Referências Bibliográficas

AFONSO, P.S. *et al.* Finding coordinated atrial activity during ventricular fibrillation using wavelet decomposition. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v.21, n.1, p.58-61, 2002.

AMERICAN HEART ASSOCIATION. “Heart and Stroke Encyclopedia”. <http://www.americanheart.org/> (Acessado em 01/04/2005).

ARAÚJO, C. G. S.; CARVALHO, T.; CASTRO, C. L. B.; COSTA, R. V.; MORAES, R. S.; OLIVEIRA F., J. A.; GUIMARÃES, J. I.; 2004. Normatização dos Equipamentos e Técnicas da Reabilitação Cardiovascular supervisionada. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. v.83, n.5, (Nov.), p.448-452.

BAGGIO, J. F. R.; 2003. *Processamento de Sinais Doppler para Obtenção de Sonograma em Tempo Real*. Florianópolis. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, UFSC.

BERRA, K; 1991. Cardiac and Pulmonary Rehabilitation: Historical Perspectives and Future Needs. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation*. v.11, n.1, (Nov.), p.8-15.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G.; 1986. Statistical Methods for Assessing Agreement Between two Methods of Clinical Measurement. *Lancet*. v.1., n.8476, (Feb.), p.307-310.

BURKE, M. J.; NASOR M.; 2001. Wavelet Analysis of the Timing of Individual Components of the ECG Signal. *Proceedings of IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*. v.2, (May.), p.1037-1040.

CESAR, L. A. M.; MANSUR, A. P.; ARMAGANIJAN, D.; AMINO, J. G.; 2004. Diretrizes de Doença Coronariana Crônica – Angina Estável. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. v. 83, suppl. 2.

CHEANG, P. Y. S.; SMITH, P. R.; 2003. An Overview of Non-Contact Photoplethysmography. *Eletronics Systems and Control Division Research*. Loughborough University U.K. p.57-59.

COATS, A. J. S.; MCGEE, H. M.; STOKES, H. C.; THOMPSON D. R.; 1997. *Normas de Reabilitação Cardíaca da BACR - Associação Britânica de Reabilitação Cardíaca*. 1º Ed. São Paulo: Editora Santos.

COUDERC, J. P.; 1998. Contribution of wavelets to the non-invasive electrocardiology. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*. v.3, n.1, (Apr.), p.54-62.

DATASUS. “Mortalidade Proporcional por Causas Seleccionadas”. Ministério da Saúde, <http://tabnet.datasus.gov.br/tabnet/tabnet.htm> (Acessado em 01/04/2005).

DEHARO, J.C.; 2004. A Atividade Elétrica da Bomba. *Scientific American Brasil*. n.7, (Nov.), p.50-53.

FARDY, P. S.; YANOWITZ, F. G.; WILSON, P.K.; 1998. Reabilitação Cardiovascular - Aptidão Física do Adulto e Teste de Esforço. 1º Ed. Rio de Janeiro: Revinter.

FARIA, R. R. A. Aplicação de Wavelets na Análise de Gestos Musicais em Timbres de Instrumentação Acústica Tradicionais. São Paulo, 1997. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica – Escola Politécnica, USP.

FLETICHER, G. F.; BALADY, G. J.; AMSTERDAM, E. A.; CHAITMAN, B.; ECKEL, R.; FLEG, J.; FROELICHER, V. F.; LEON, A. S.; PIÑA, I. L.; RODNEY, R.; SIMONS. M., D. G., WILLIAMS, M. A.; BAZZARE, T.; 2001. Exercise Standards for Testing and training. A

Statement for Healthcare Professional from the American Heart Association. ACC/AHA Practice Guidelines.

FRANKLIN, B. A.; GORDON, S.; TIMMIS, G.; 1992. Amount of Exercise Necessary for the Patients After Myocardial Infarction. *Am. J. Cardiol.* v.69, n.1, p.1426-1432.

FRANKLIN, B.; BONZHEIM, K.; WARREN, J.; HAAPANIEMI, S.; BYL, N.; GORDON, N.; 2002. Effects of a Contemporary, Exercise Based Rehabilitation and Cardiovascular Risk-Reduction Program on Coronary Patients with Abnormal Baseline Risk Factors. *Chest Journal.* v.122, n.1, (July), p.338-343.

FRENKEL, D.; NADAL, J.; 2000. Comparação de Métodos de Representação do Segmento ST na Detecção Automática de Isquemias Miocárdicas. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica.* v.16, n.3, (Sept.), p.153-162.

FUTURE TECHNOLOGY DEVICES INTERNATIONAL. “FT245BM USB FIFO IC Data Sheet,” <http://www.ftdichip.com/Documents/DataSheets.htm>. (Acessado em 01/04/2005).

GRAPHICS32. “Set of Functions, Classes, Components and Controls Designed for Fast 32-bit Graphics Handling on Delphi, Kylix and C++ Builder”. <http://graphics32.org/> (Acessado em 10/03/2005).

GARCIA, E. G.; 2001. *Instrumentação para a Monitoração das Alterações Eletrocardiográficas Decorrentes da Hipoglicemia*. Florianópolis. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, UFSC.

GIBBONS, R. J.; ANTMAN, E. M.; ALPERT, J. S.; FAXON, D. P.; FUSTER, V.; GREGORATOS, G.; HIRATZKA, L. F.; JACOBS, A. K.; RUSSEL, R. O.; SMITH, S. C.; 2002. ACC/AHA 2002 Guideline Update for Exercise Testing.

A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Exercise Testing). ACC/AHA Practice Guidelines.

GODOY, M. I.; BELLINI, A. J.; PASSARO, L. C.; MASTROCOLLA, L. E.; 1997. Consenso Nacional de Reabilitação Cardiovascular (Fase Crônica). Departamento de Ergometria e Reabilitação Cardiovascular da Sociedade Brasileira de Cardiologia. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. v.69, n.4, (Out.), p.273-291.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E.; 1996. *Textbook of Medical Physiology*. 9º Ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company.

INTEL CORPORATION. "Technologies & Trends". <http://www.intel.com/> (Acessado em 01/04/2005).

JONES, P. H., WANG W. M.; *Method of Measuring Blood Pressure with a Plethysmograph*. United States Patent. 5.269.310, 1993.

KOHLER, B. U.; HENNIG, C.; ORGLMEISTER, R.; 2002. The Principles of Software QRS Detection. - Reviewing and Comparing Algorithms for Detecting this Important ECG Waveform. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. v.21, n.1, (Jan.), p.42-57.

LAURENT, R. L.; BUCHALLA C. A.; CARATIN. C. V. S.; 2000. Doença Isquêmica do Coração - Internações, Tempo de Permanência e Gastos. Brasil, 1994 a 1997. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. v.74, n.6, (Jun.), p.483-487.

LEGARRETA, I. R.; REED, M. J.; WATSON, J. N.; ADDISON, P. S.; GRUBB, N.; CLEGG, G. R.; ROBERTSON, C. E.; FOX, K. A. A.; 2003. R-Wave Detection Using Continuous Wavelet Modulus Maxima. *Computers in Cardiology*, v.30, n.21, (Sept.), p.565-568.

MALLAT, S.; 1999. *A Wavelet Tour of Signal Processing*. 2º Ed. Elsevier: Academic Press.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R.; 1995. *Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. 1º Ed. New York: Oxford University Press.

NEW ZELAND GUIDELINES GROUP. “Cardiac Rehabilitation - Evidence-Based Best Practice Guideline”. http://www.nzgg.org.nz/guidelines/0001/cardiac_rehabilitation.pdf (Acessado em 03/04/2005).

OBERMAN, A.; 1985. Exercise and the Primary Prevention of the Cardiovascular Disease. *Am. J. Cardiol.* v.55, n.1, (May.), p.10-20, 1985.

PAIM, F. C.; CORREA, R. S.; MARQUES, J. L. B.; 2004. Proposta de um Sistema de Monitoração de Pacientes em Programas de Reabilitação Cardíaca. *III Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica.* v.5, n.1, (Nov.), p.469-472.

POLLOCK, M. L.; WILMORE, J. H.; 1990. Exercise in Health and Disease. Evaluation and Prescription for Prevention and Rehabilitation. 2º Ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company.

POULARIKAS, A. D.; 1995. The Transforms and Applications Handbook. 2º Ed. Huntsville: IEEE Press.

POWERS, K. S.; HOWLEY, E. T.; 2000. Exercise Physiology. Theory and Application to Fitness Performance. 3º Ed. Boston: McGraw-Hill.

QIN, S.; JI, Z.; ZHU, H.; 2003. The ECG Recording and Analysis Instrumentation Based on Virtual Instrument Technology and Continuous Wavelet Transform. *Proceedings of the 25th Annual international Conference of the IEEE.* v.3, (Sept.), p. 3176-3179.

SAFAR, M.; 2004. A Pressão Diferencial. *Scientific American Brasil.* n.7, (Nov.), p.50-53.

SAHAMBI, J. S.; TANDON, S. N.; BHATT, R. K. P.; 1997. Using Wavelet Transform for ECG Characterization. An On-Line Digital Signal Processing System. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine,* v.16, n.1, (Jan.), p.77-83, 1997.

SAHAMBI, J. H.; TANDON, S. N.; BHATT, R. K. P.; 1997. DSP Based ST-Segment Analysis: the Wavelet Approach. *IEEE Proceedings of the 1997 Sixteenth Southern Biomedical Engineering Conference*. v.4, n.6, (Apr.), p.455-457.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA.; 2000. II Diretriz da SBC para tratamento de IAM. Reabilitação Após Infarto Agudo do Miocárdio. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. v.74, suppl.2, (Fev.), p.39-46.

SCHUCK, A. Jr.; WISBECK, J. O.; 2003. QRS Detector Pre-Processing Using the Complex Wavelet Transform. *Proceedings of the 25th Annual international Conference of the IEEE*. v.3, (Sept.), p. 2590-2593.

UNSER, M.; ALDDROUBI A.; 1996. A Review of Wavelets in Biomedical Applications. *Proceedings of IEEE*. v.84, n.4, (Apr.), p.626-638.

VRHEL, M.; LEE, C.; UNSER, M.; 1997. Rapid Computation of the Continuous Wavelet Transform by Oblique projections. *IEEE Transactions on Acoustic, Speech, and Signal Processing*. v.45, n. 4, (Apr.), p.891-900.